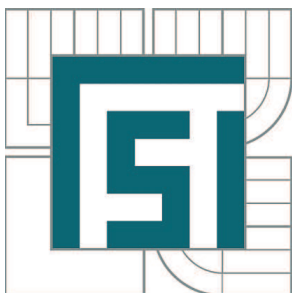


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND
BIOMECHANICS

MKP MODEL PIEZOELEKTRICKÝCH MEMS FILTRŮ

FEM MODEL OF PIEZOELECTRIC MEMS FILTERS

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. JOSEF PROCHÁZKA

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. ZDENĚK HADAŠ, Ph.D.

BRNO 2014

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2013/2014

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

student(ka): Bc. Josef Procházka

který/která studuje v **magisterském navazujícím studijním programu**

obor: **Mechatronika (3906T001)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma diplomové práce:

MKP model piezoelektrických MEMS filtrů

v anglickém jazyce:

FEM model of piezoelectric MEMS filters

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Tato diplomová práce se zabývá analýzou a MKP modelováním piezoelektrických MEMS filtrů, které bude součástí mechatronické soustavy umělé kochley. Cílem práce je vytvořit a navrhnout parametry banky MEMS filtrů pro potřeby ověření funkčnosti, případně návrhu umělé kochley.

Cíle diplomové práce:

1. Rešerše piezoelektrických materiálů a MEMS struktur vhodných pro zvolenou aplikaci.
2. Volba vhodných materiálů a návrh parametrů jednotlivých MEMS struktur.
3. Vytvoření MKP modelu piezoelektrického MEMS filtru.
4. Simulační modelování mechatronické soustavy MEMS filtrů pro potřeby návrhu umělé kochley.

Seznam odborné literatury:

Gad-El-Hak M.: The MEMS handbook, CRC Press, Boca Raton, 2006.

Henderson I.: Piezoelectric Ceramics: Principles and Applications, APC Int., USA.

Arnau A.: Piezoelectric Transducers and Applications, Springer, Germany, 2008.

HANUS, J. Využití piezo-materiálu pro získávání elektrické energie z vibrací. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2009. 63 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Zdeněk Hadaš, Ph.D.

Vedoucí diplomové práce: Ing. Zdeněk Hadaš, Ph.D.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2013/2014.

V Brně, dne 19.11.2013

L.S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc., dr. h. c.
Děkan fakulty

Abstrakt:

Tato práce se zabývá simulačním modelováním a analýzou piezoelektrického MEMS filtru využitelného v cochleárním implantátu. Model tohoto filtru je vytvořen v prostředí ANSYS. Součástí této práce je i rešerše experimentálních cochleárních implantátů a materiálů vhodných pro tuto aplikaci.

Abstract:

This thesis focuses on simulation modelling of a piezoelectric MEMS filter, which may be used as a part of cochlear implant. A model of this filter is created in the programme ANSYS. A research on experimental cochlear implants and materials suitable for this application is also included.

Klíčová slova:

Piezoelektrický jev, piezoelektrický materiál, cochleární implantát, MEMS.

Keywords:

Piezoelectricity, piezoelectric material, cochlear implant, MEMS.

Bibliografická citace:

PROCHÁZKA, J. *MKP model piezoelektrických MEMS filtrů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2014. 58 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Zdeněk Hadaš, Ph.D.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že diplomovou práci na téma: MKP model piezoelektrických MEMS filtrů, jsem vypracoval samostatně, pod vedením svého vedoucího diplomové práce a s pomocí odborné literatury, kterou jsem citoval v seznamu použité literatury.

.....

Josef Procházka

Poděkování

Děkuji svému vedoucímu diplomové práce Ing. Zdeňku Hadašovi, Ph.D. za cenné připomínky, pomoc, odborné vedení a trpělivost při vypracování diplomové práce.

Obsah

1. Úvod	9
2. Cíle a úkoly.....	10
3. Piezoelektrina	11
4. MEMS	14
5. Současný stav existujících a experimentálních MEMS cochleárních implantátů ...	15
5.1. Cochlea.....	15
5.2. Od modelů cochley k experimentálním zařízením.....	15
5.2.1. Fishbone model.....	16
5.2.2. Hydromechanický model	16
5.3. Současná zařízení	17
5.4. Experimentální zařízení	18
5.4.1. Pole nosníků.....	19
5.4.2. Membrány	22
5.5. Shrnutí existujících experimentálních zařízení	24
6. Vhodné piezoelektrické materiály pro senzorickou část cochleárního implantátu .	25
6.1. PZT.....	26
6.2. PMN-PT	27
6.3. PVDF.....	27
6.4. GaN, AlN, InN	27
6.5. ZnO	28
6.6. Porovnání piezoelektrických koeficientů	28
7. MKP model MEMS filtru.....	30
7.1. Model materiálu	31
7.2. Použité konečné prvky	32
7.3. Problémy MKP a použítá zjednodušení	33
7.4. Umístění piezoelementu a elektrod	35

7.5.	Frekvenční rozsah MEMS filtrů.....	36
7.5.1.	Rezonanční frekvence membrány.....	37
7.5.2.	Rezonanční frekvence membrány s piezoelementem a elektrodami	37
7.5.3.	Rezonanční frekvence membrány s přídatnou hmotou.....	39
7.6.	Harmonická analýza MEMS filtru	40
7.6.1.	Vliv frekvence budícího tlaku na napěťový výstup.....	41
7.6.2.	Vliv velikosti budícího tlaku na napěťový výstup.....	42
7.6.3.	Vliv polarizace vrstvy a módu zatěžování na napěťový výstup	42
7.6.4.	Vliv velikosti elektrod na napěťový výstup.....	43
7.6.5.	Vliv velikosti piezoelementu na napěťový výstup.....	44
7.6.6.	Vliv materiálu piezoelementu na napěťový výstup	46
7.6.7.	Možnost využití vyšších rezonančních frekvencí.....	46
7.6.8.	Vliv hodnoty poměrného útlumu na napěťový výstup	48
7.7.	Mechanické namáhání MEMS filtru	48
8.	Závěr.....	49
9.	Použitá literatura.....	50

1. Úvod

Sluch je bezpochyby jeden z nejdůležitějších smyslů, které člověku slouží. Je to klíčový smysl, který zdraví lidé používají celý život a považují ho za samozřejmost. To je ovšem iluze. Velká část populace trpí ztrátou nebo poškozením sluchu a ve starší populaci je to naprosto běžný fakt. Zařízení kompenzující poškození sluchu anebo přímo jeho ztrátu patří do odvětví, které se rychle rozvíjí a rozšiřuje, což je jen přirozené, vezme-li se v potaz obrovská poptávka.

Jedním ze zařízení, které se snaží kompenzovat ztrátu sluchu, jsou cochleární implantáty. Jsou to umělá zařízení zčásti přímo implantovaná do lidského sluchového aparátu a napojená na lidskou nervovou soustavu tak, aby napodobovala funkci zdravého lidského slyšení a umožnila tak ztrátou sluchu postiženým lidem pohodlnější život. V současnosti se nejčastěji jedná o elektronická zařízení složená z mikrofону pro snímání zvuku a jeho převod na elektrický signál, mikroprocesoru pro číslicové filtrování a zpracování elektrického signálu a elektrod, které stimulují lidské nervy. Tato zařízení trpí řadou nedostatků, předně velkou spotřebou elektrické energie a s tím spojeným problémem častého dobíjení. To je důvodem zkoumání nových experimentálních cochleárních implantátů, které nebudou trpět nedostatky svých předchůdců a předčí je ve všech ohledech.

Jedním ze směrů vývoje nových cochleárních implantátů jsou miniaturní zařízení, která namísto mikrofónu a mikroprocesoru představují mechanický filtr zvuku, schopný snímat příchozí zvuk, měnit ho na elektrický signál a zároveň ho okamžitě rozložit do několika frekvenčních složek. Díky využití piezoelektrického materiálu se jedná o aktivní zařízení, která nepotřebují vnější zdroj napájení, protože využijí energii příchozího zvuku pro svůj chod. Tento mechanický filtr snižuje nároky na napájení celého implantátu, je menší a pracuje rychleji. A právě takový piezoelektrický filtr je tématem této diplomové práce.

2. Cíle a úkoly

Cílem této práce je vytvoření MKP modelu piezoelektrického MEMS filtru pro potřeby návrhu umělé cochley. Za tímto účelem je nutné provést rešerši současných experimentálních cochleárních implantátů a vhodných piezoelektrických materiálů pro aktivní senzorickou část filtru. Porovnáním existujících experimentálních zařízení a materiálů představených v rešeršní části je pak možné zvolit vhodný druh filtru a vhodný druh materiálu pro následné simulační modelování filtru.

Pro simulační modelování MEMS filtru je použito prostředí ANSYS. Cílem této práce není návrh konkrétního zařízení, ale spíše popis parametrů ovlivňujících funkci filtru. Pro filtr použitý jako cochleární implantát je důležité, aby jeho frekvenční rozsah pokrýval zdravým lidským uchem slyšitelné frekvence zvuku a aby jeho napěťový výstup byl co možná největší. Popis parametrů ovlivňujících tyto dvě klíčové schopnosti filtru je hlavním cílem simulačního modelování MEMS filtru.

3. Piezoelektrina

Piezoelektrina souhrnně označuje dva důležité jevy: přímý piezoelektrický jev a obrácený piezoelektrický jev. Při přímém piezoelektrickém jevu vzniká v materiálu důsledkem mechanického namáhání elektrické napětí. Při obráceném piezoelektrickém jevu dochází k deformaci materiálu působením vnějšího elektrického pole.

Zařízení, jež je tématem této práce, pracuje na principu přímého piezoelektrického jevu, kdy je při namáhání tenké mechanické piezoelektrické vrstvy generováno elektrické napětí.

Přímý i obrácený piezoelektrický jev je obvykle popisován následujícími elektromechanickými rovnicemi. (Symboly v rovnicích jsou zvoleny tak, jak se obvykle vyskytují ve světové literatuře.)

$$S = s^E \cdot T + d \cdot E \quad (1)$$

$$D = d \cdot T + \varepsilon^T \cdot E \quad (2)$$

Alternativně se ještě běžně pro popis přímého a obráceného piezoelektrického jevu používají následující rovnice.

$$T = c^E \cdot S + e \cdot E \quad (3)$$

$$D = e \cdot S + \varepsilon^S \cdot E \quad (4)$$

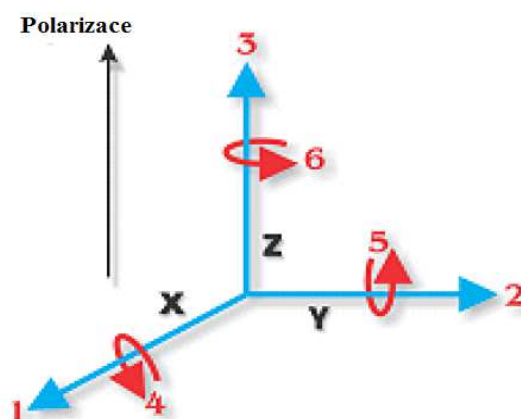
kde:

- S [] je mechanické přetvoření.
- s^E [m^2/N] je elastická poddajnost udávaná při konstantní elektrické intenzitě
- T [Pa] je mechanické napětí
- d [m/V] je piezoelektrická nábojová konstanta
- E [V/m] je intenzita elektrického pole
- D [C/m^2] je elektrická indukce
- $\varepsilon^T, \varepsilon^S$ [F/m] je permitivita udávaná při konstantním mechanickém napětí, respektive při konstantním mechanickém přetvoření

- c^E [N/m²] je tuhost udávaná při konstantní elektrické intenzitě
- e [C/m²] je piezoelektrický koeficient

Detailnější popis piezoelektrických konstant, piezoelektriny a jejích aplikací je popsán v práci [1].

Piezoelektrické materiály jsou anizotropní materiály a jejich vlastnosti se označují vzhledem k určitým hlavním směrům. Směru 3 zpravidla odpovídá směr polarizace.



Obr. 1 Hlavní směry v piezoelektrickém materiálu, ke kterým jsou vztaženy jeho vlastnosti [19]

Pro materiály zmiňované v této práci, tedy piezokeramiku polarizovanou ve směru 3 a materiály s krystalickou mřížkou patřící do 6mm skupiny symetrie vypadají matice konstant výše zmíněných rovnic takto [2]:

$$s^E = \begin{bmatrix} s_{11}^E & s_{12}^E & s_{13}^E & 0 & 0 & 0 \\ s_{12}^E & s_{11}^E & s_{13}^E & 0 & 0 & 0 \\ s_{13}^E & s_{13}^E & s_{33}^E & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & s_{44}^E & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & s_{44}^E & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & s_{66}^E \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$d = \begin{bmatrix} 0 & 0 & d_{31} \\ 0 & 0 & d_{31} \\ 0 & 0 & d_{33} \\ 0 & d_{15} & 0 \\ d_{15} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (6)$$

$$\varepsilon^T = \begin{bmatrix} \varepsilon_{11}^T & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_{11}^T & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_{33}^T \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$c^E = \begin{bmatrix} c_{11}^E & c_{12}^E & c_{13}^E & 0 & 0 & 0 \\ c_{12}^E & c_{11}^E & c_{13}^E & 0 & 0 & 0 \\ c_{13}^E & c_{13}^E & c_{33}^E & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44}^E & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{44}^E & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_{66}^E \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$e = \begin{bmatrix} 0 & 0 & e_{31} \\ 0 & 0 & e_{31} \\ 0 & 0 & e_{33} \\ 0 & e_{15} & 0 \\ e_{15} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$\varepsilon^S = \begin{bmatrix} \varepsilon_{11}^S & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_{11}^S & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_{33}^S \end{bmatrix} \quad (10)$$

4. MEMS

MEMS je zkratka za Microelectromechanical systems. MEMS je kombinací senzorů, akčních členů a řídicí elektroniky v jedno miniaturní zařízení. Jedná se o zařízení s velikostmi řádově pohybujícími se v mikrometrech.

Výroba MEMS se vyvinula z metod výroby polovodičových čipů. Taková výroba zpravidla spočívá v nanášení jednotlivých tenkých vrstev materiálu na křemíkový substrát a jejich úpravách pomocí litografie a leptání.

V současnosti se MEMS využívá v řadě aplikací. Obvykle se dá konkrétní zařízení zařadit buď do kategorie senzorů, jejichž funkcí je měřit určitou fyzikální veličinu, aktuátorů, jejichž funkcí je určitý předem definovaný pohyb, anebo pasivních zařízení, která plní svoji funkci již svým tvarem.

MEMS zařízení obvykle využívají piezoelektriny, elektrostatiky, magnetismu a elektromagnetismu, tepelných dějů, optiky anebo materiálů s tvarovou pamětí.

Konkrétní příklady využití MEMS:

- Inkoustové tiskárny.
- Akcelerometry, gyroskopy, senzory tlaku, senzory proudění.
- Energyharvesting - zařízení pro získávání elektrické energie z okolí - vibrace, teplo, záření.
- Zvuková a ultrazvuková zařízení - mikrofony, hydrofony, rozprašovače-atomizéry.
- Biomedicínské aplikace - mikronástroje pro operace, přesná doprava a dávkování léků, mikroelektrody pro umělou stimulaci nervových buněk, mikropumpy, celá řada senzorů pro sledování stavu organismu [3].
- Optické MEMS - využití různých optických zařízení a zobrazovacích zařízení.

5. Současný stav existujících a experimentálních MEMS cochleárních implantátů

5.1. Cochlea

Následující stručný popis cochley není míněn jako přesný popis anatomie cochley, ale spíše jako zdůraznění těch částí a vlastností cochley, které jsou klíčové pro fungování tohoto biologického filtru zvuku [4], [5].

Cochlea, česky hlemýžď, je součástí vnitřního ucha a je nepostradatelná pro proces slyšení. Tvarem tato spirálovitá dutina připomíná ulitu hlemýžďe. Uvnitř dutiny je zakroucená bazilární membrána obklopená kapalinou endolymfou. Bazilární membrána má na vstupu do cochley určitou šířku a postupně se rozšiřuje. Na bazilární membráně jsou vláskové buňky.

Příchozí zvuk se v cochlee projeví tak, že se endolymfou šíří akustické vlny. Ty vybudí bazilární membránu, která začne kmitat. V závislosti na frekvenci zvuku kmitají různé části bazilární membrány s různou amplitudou. Vysoké frekvence (do 20 kHz) vybudí převážně začátek bazilární membrány na vstupu do cochley. Čím dále od začátku vstupu do cochley, tím nižší frekvence budí danou část bazilární membrány až po její konec, který je nejvíce buzen na nízkých frekvencích (20 Hz). Při kmitání membrány kmitají i vláskové buňky, které informaci o mechanickém kmitání určité části membrány předávají dále do nervových buněk jejich elektrickým vybuzením.

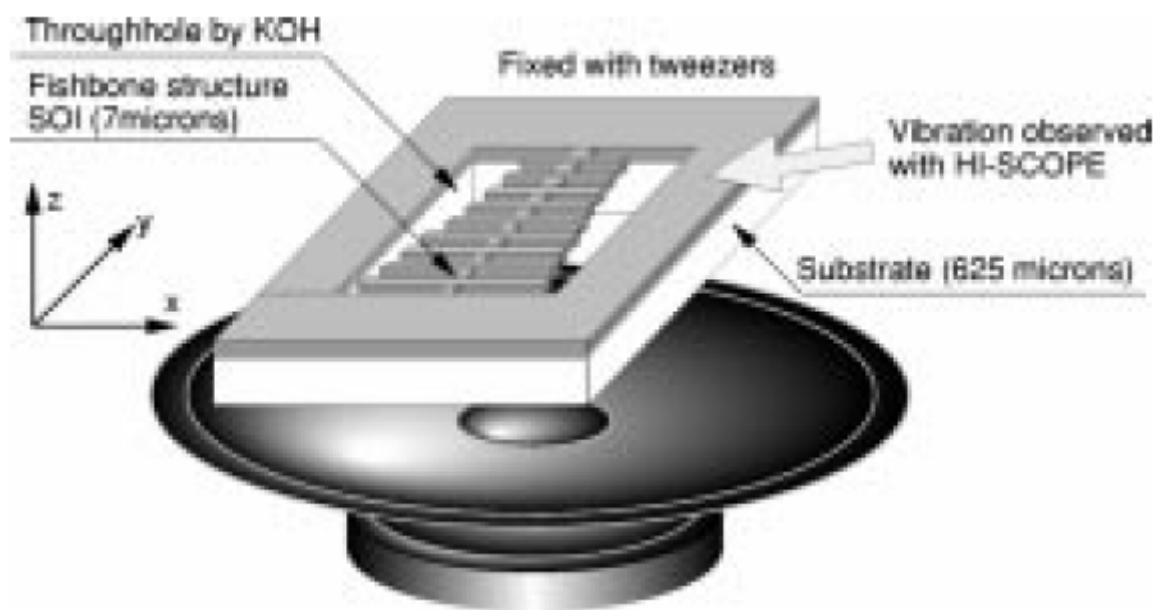
Z předchozího popisu je tedy patrné, že cochlea funguje jako mechanický filtr zvuku, který dokáže rozložit příchozí zvuk na různé složky podle frekvence. Vláskové buňky přeměňují energii kmitání membrány na elektrickou energii a právě elektrický signál může být chápán jako výstup toho filtru. Malé rozměry, rychlost, životnost a kvalita filtrovaného signálu jsou hlavní předností tohoto biologického filtru.

5.2. Od modelů cochley k experimentálním zařízením

Během studia sluchového aparátu byla vytvořena řada teoretických i fyzických modelů cochley, za účelem lepšího pochopení její funkce. Mnoho z těchto modelů bylo následně použito jako odrazový můstek pro výzkum nových cochleárních implantátů.

5.2.1. Fishbone model

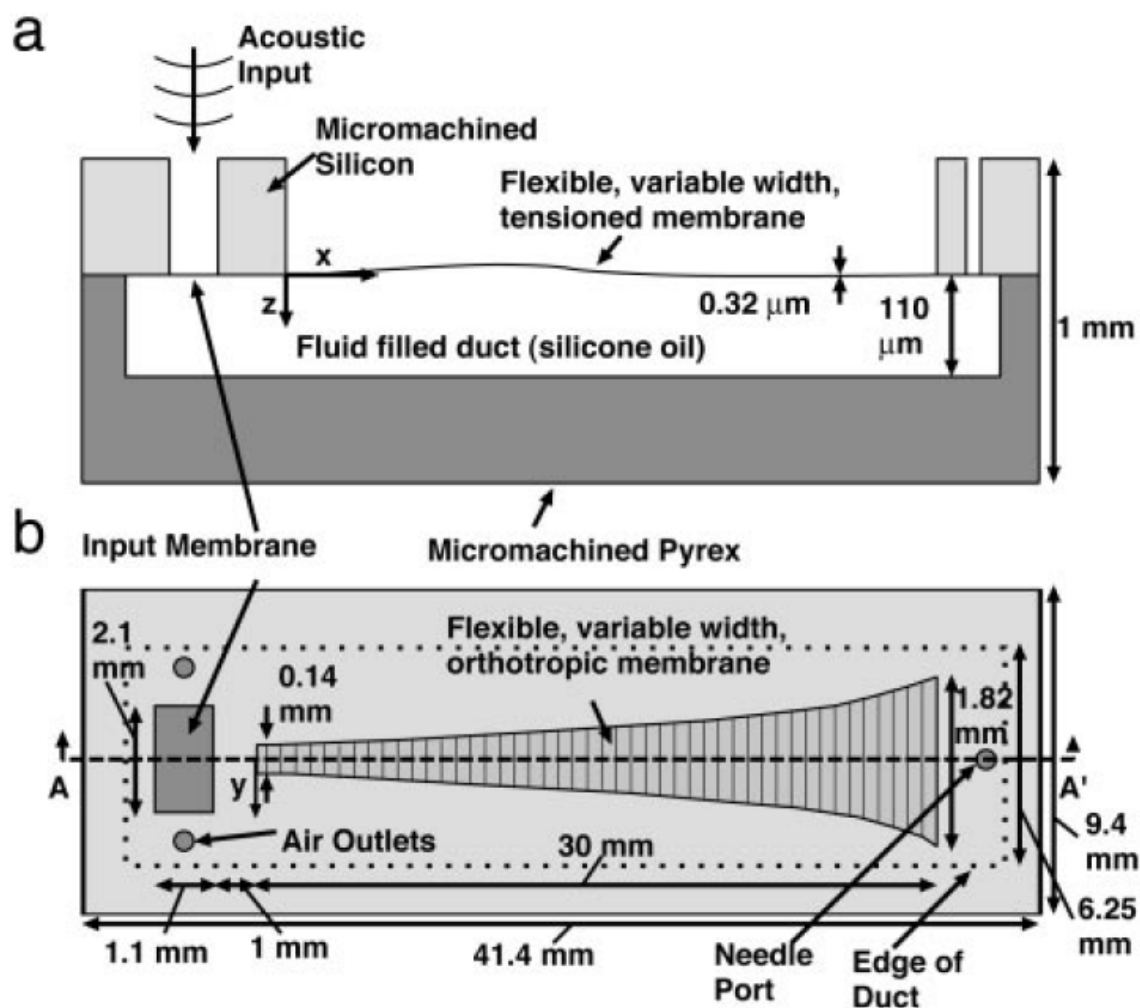
Model jež svým vzhledem připomíná kostru ryby [6] je v podstatě řada meších nosníků připevněných kolmo na společném větším nosníku. Model byl opticky snímán a bylo ukázáno, že je schopen, stejně jako cochlea, frekvenční analýzy příchozího akustického signálu.



Obr. 2 Fishbone model [6]

5.2.2. Hydromechanický model

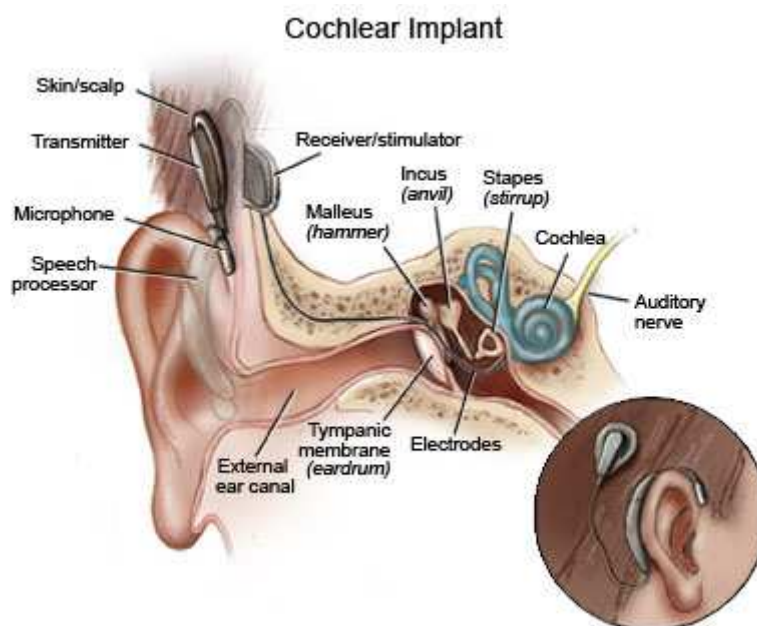
Tento model se velmi podobá své skutečné biologické předloze. Jedná se o tenkou lichoběžníkovou membránu z jedné strany obklopené kapalinou a z druhé strany vzduchem, případně obklopené z obou stran kapalinou [5], [7], [8]. Kapalinou se šíří akustické vlny a budí tak membránu. Vibrace membrány jsou opticky snímány. Model má dvě varianty. První je prostá membrána a druhá je membrána vyztužená žebry v jednom směru.



Obr. 3 Hydromechanický model cochley [8]

5.3. Současná zařízení

Současné cochleární implantáty jsou elektronická zařízení složená z mikrofону, digitálního procesoru a budících elektrod připojených k sluchovému nervu. Celé zařízení je složeno z části implantované přímo dovnitř ucha pacienta a části připevněné na pacientovu hlavu zvenčí. Mikrofon změní přichozí zvuk v elektrický signál, který je v digitálním procesoru zpracován. Pomocí Fourierovy transformace je signál rozdělen na několik složek. Každé složce pak přísluší elektroda připojená k určité nervové buňce. Signál je tedy rozdělen na několik částí a stimuluje několik různých nervových buněk, což je snaha o napodobení přirozeného mechanismu slyšení.



Obr. 4 Současný cochleární implantát [11]

Současná zařízení mají mnoho nedostatků. Množství elektrod a tedy i množství stimulovaných buněk je omezené a zvukový signál je tedy rekonstruován pouze velmi hrubě. Zvukový senzor, digitální procesor a elektrody mají určitou spotřebu elektrické energie a jejich zdroj je nutné pravidelně nabíjet. Dalším nedostatkem je rozměr zařízení. I přes neustálou miniaturizaci mohou rozměry těchto zařízení jejich uživatelům vadit.

5.4. Experimentální zařízení

Nové experimentální implantáty nahrazují zvukový senzor a digitální procesor mechanickým zařízením, které samo o sobě slouží jako senzor i filtr, který dokáže rozložit zvukový signál do několika složek podle frekvence zvuku. Některé tyto mechanické filtry fungují jako pasivní senzory, ale některé jsou navrhované i jako aktivní senzory bez nutnosti napájení. Cílem těchto nových zařízení jsou menší energetické nároky, rychlejší a kvalitnější zpracování signálu a menší rozměry zařízení.

Většina současných experimentálních zařízení se dá rozdělit do dvou kategorií. V jedné kategorii jsou pole nosníků a v druhé tenké membrány částečně podobné své biologické předloze - bazilární membráně.

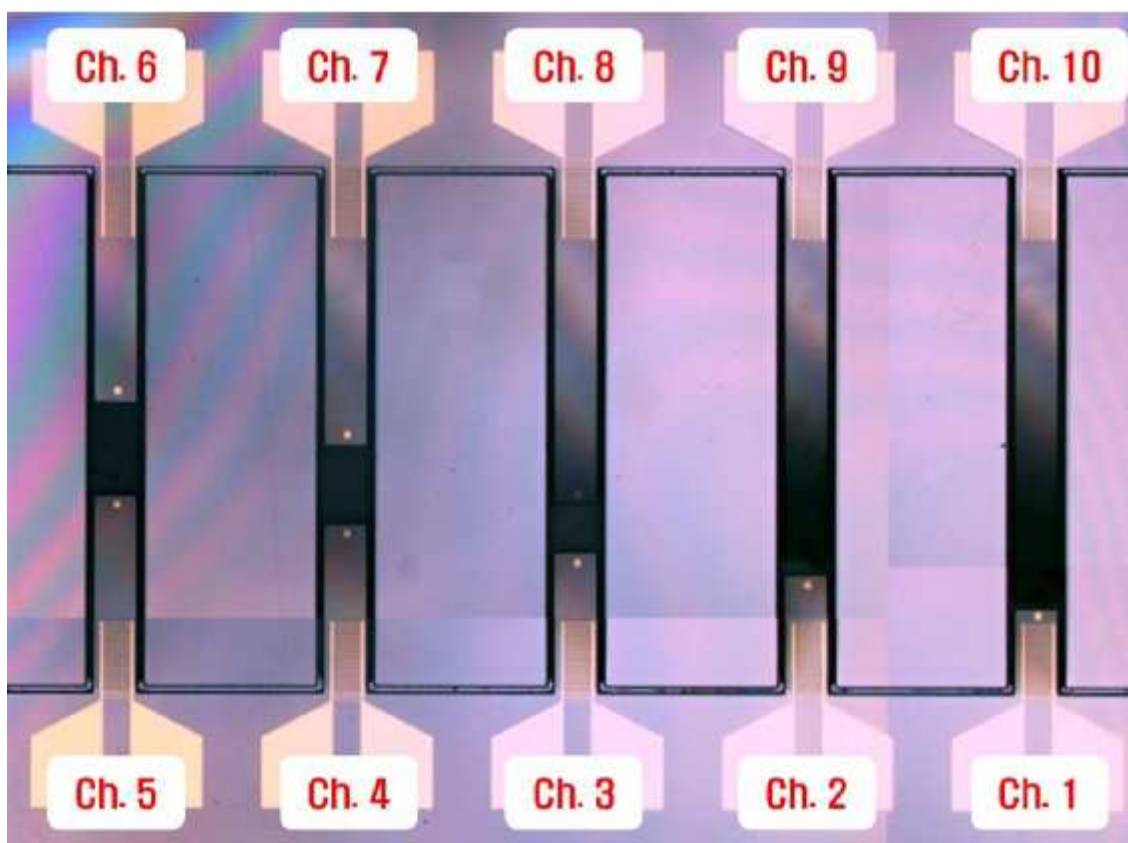
5.4.1. Pole nosníků

Pole nosníků jsou složena z několika nosníků stejného materiálu, které se zpravidla liší pouze v jednom rozměru. Každý nosník má určitou rezonanční frekvenci, která odpovídá jeho materiálu a rozměrům. Pole je tedy složeno z nosníků s různými rezonančními frekvencemi v určitém rozsahu frekvencí. Pokud je nosník vybuzen na své rezonanční frekvenci, kmitá s maximální amplitudou. Když je celé pole nosníků vybuzené akustickými vlnami o určité frekvenci, kmitají nejvíce ty nosníky, které mají svoji vlastní rezonanční frekvenci blízko budící frekvence. Vstupní signál je tak rozložen do několika složek o určité frekvenci a amplitudě. Takto funguje pole jako mechanický filtr zvuku.

Aby bylo možné filtrovanou informaci o frekvenci dále poslat, je nutné kmitání nosníků nějak snímat. Metod snímání je mnoho. Některé jsou pasivní, což znamená, že senzor kmitání je nutné napájet z vlastního zdroje energie a některé jsou aktivní, což znamená, že senzor není třeba napájet, protože zdrojem jeho energie jsou samotné vibrace.

Pole piezoelektrických nosníků

Na nosnících z piezoelektrického materiálu jsou připevněny tenké elektrody, na kterých je při kmitání piezoelektrických nosníků generováno napětí [12]. Při buzení nosníků v blízkosti jeho rezonanční frekvence je generované napětí největší. Celé pole je tedy buzeno zvukem o určité frekvenci a v závislosti na této frekvenci je na elektrodách určitého jednoho nosníku generováno největší napětí. Jedná se o aktivní senzor.



Obr. 5 Pole piezoelektrických nosníků [12]

Pole bimorfních piezoelektrických nosníků

Piezoelektrický bimorf je složený ze dvou vrstev piezoelektrického materiálu. Tyto vrstvy jsou od sebe odděleny společnou elektrodou [13]. Na horní vrstvě je připevněná další elektroda a na spodní vrstvě také. Jedna vrstva je tak při ohybu bimorfního nosníku namáhána tlakem a druhá tahem. Princip funkce je stejný jako v předchozím odstavci pouze s rozdílnou topologií zařízení. Jedná se o aktivní senzor.

Pole nosníků s tenkou piezoelektrickou vrstvou

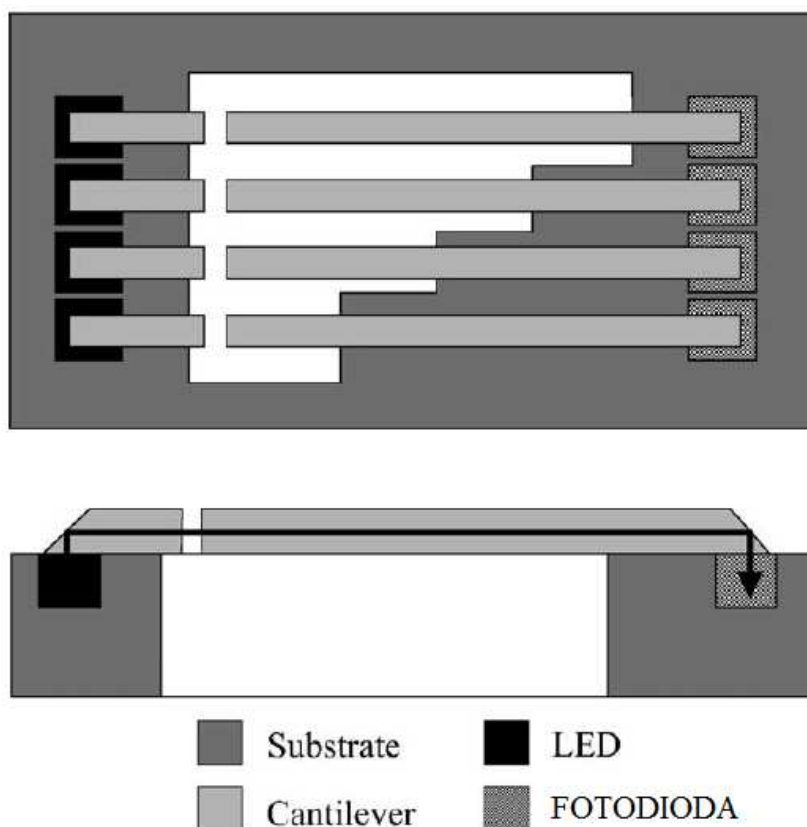
Nosník je převážně tvořen neaktivním materiálem bez piezoelektrických vlastností a teprve na něm je nanесena tenká piezoelektrická vrstva s elektrodami [14], [15], [16]. Princip funkce je opět stejný jako v předchozím odstavci pouze s rozdílnou topologií zařízení. Jedná se o aktivní senzor.

Pole nosníků s tenkou piezorezistivní vrstvou

Jedná se o podobný princip jako u pole nosníků s piezoelektrickou vrstvou, rozdíl je pouze v použité vrstvě [17]. Při mechanickém namáhání piezorezistivní vrstvy se mění její odpor. Podle toho lze poznat, který z nosníků je blízko rezonanční frekvence. Na rozdíl od aktivního piezoelektrického senzoru je piezoresistivní senzor pasivní a je potřeba ho napájet.

Pole průsvitných nosníků z polymeru

Průsvitný nosník z polymeru slouží jako optická cesta pro světlo z LED diody do foto diody [18]. Každý nosník z pole má jinou délku a je tedy naladěn na jinou rezonanční frekvenci. Pokud je nosník v rezonanci, intenzita světla zachycená fotodiodou je snížena. Jedná se sice o pasivní filtr, ale se stále menšími nároky na napájení než je mikrofon a procesor pro zpracování signálu.



Obr. 6 Pole průsvitných nosníků z polymeru [18]

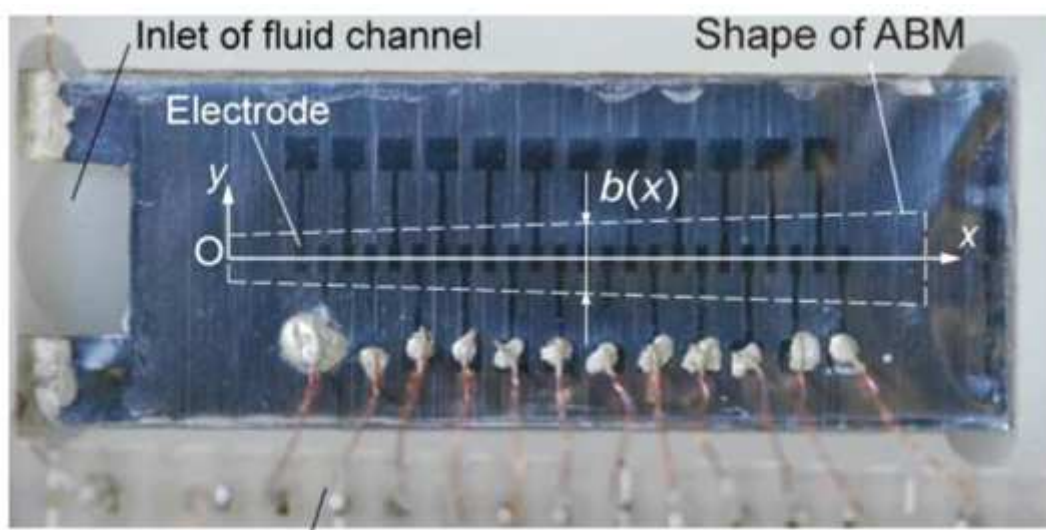
Pole nosníků tvořící mikrokondenzátory

Nosník společně s podložkou, nad kterou je vetknutý, tvoří dvě elektrody mikrokondenzátoru [20]. Při kmitání nosníků na rezonanční frekvenci se mění vzdálenost elektrod tohoto mikrokondenzátoru a tedy i kapacita takového mikrokondenzátoru. Jedná se o pasivní filtr.

5.4.2. Membrány

Tato zařízení vycházejí z funkce biologické cochleý a svojí topologií ji připomínají. Jedná se o tenké membrány, které kmitají na určitých místech s různou amplitudou v závislosti na budící frekvenci. Membrána je mnohdy obklopená kapalinou, stejně jako je tomu u biologické bazilární membrány. Mnoho z těchto experimentálních zařízení je vylepšenou a upravenou verzí modelu cochleý, vytvořenou za účelem jejího studia.

Lichoběžníková piezoelektrická membrána



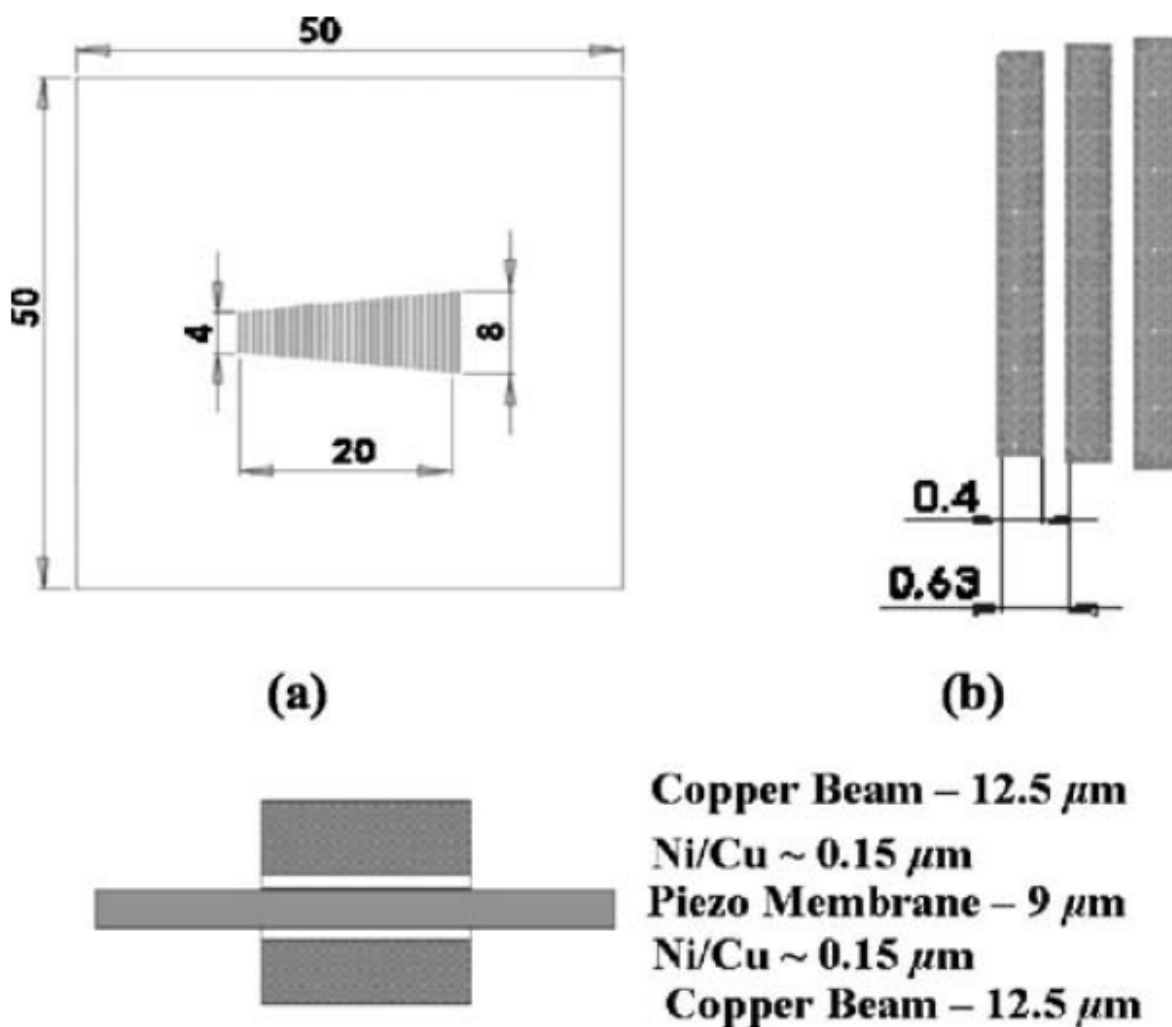
Obr. 7 Lichoběžníková piezoelektrická membrána [21]

Jedná se o tenkou lichoběžníkovou membránu z piezoelektrického materiálu, na které je umístěno několik tenkých elektrod [10], [21], [22]. Na elektrodách je při kmitání piezoelektrické membrány generováno napětí. Při buzení membrány akustickými vlnami na různých frekvencích kmitá membrána s různou amplitudou.

Poloha místa, které na membráně kmitá s největší amplitudou, se mění s frekvencí buzení, a proto na poloze elektrody závisí jaké napětí je na ní generováno při různém buzení. Každé elektrodě tedy odpovídá určitá charakteristická frekvence, při které generuje největší napětí.

Lichoběžníková ortotropní piezoelektrická membrána

Opět se jedná o podobný princip jako v předchozím odstavci s tím rozdílem, že membrána je v jednom směru vyztužena žebry [6]. To má za následek ostřejší odezvu signálu a lepší frekvenční citlivost filtru.



Obr. 8 Lichoběžníková ortotropní piezoelektrická membrána [6]

5.5. Shrnutí existujících experimentálních zařízení

V Tabulce 1 je porovnání existujících experimentálních zařízení umělé cochley s odkazy na literaturu. Převažuje využití pole nosníků nad membránami napodobujícími skutečnou cochleu.

Zdroj	Materiál senzoru	Typ	Aktivní/Pasivní senzor
[21], [22], [24]	PVDF	Lichoběžníková piezoelektrická membrána	Aktivní
[12]	PMN-PT	Pole piezoelektrických nosníků	Aktivní
[14], [15]	AlN	Pole nosníků s piezoelektrickou vrstvou	Aktivní
[18], [20]	Polymer	Pole průsvitných nosníků z polymeru	Pasivní
[17]	LPCVD Si_xN_y	Pole nosníků s piezoresistivní vrstvou	Pasivní
[13], [23]	AlN	Pole bimorfních piezoelektrických nosníků	Aktivní
[20]	Pozlacený polymer	Pole nosníků mikrokondenzátorů	Pasivní
[9], [A3]	-	Lichoběžníková membrána	Bez senzorů - snímáno zvnějšku opticky
[9], [10]	-	Lichoběžníková ortotropní membrána	Bez senzorů - snímáno zvnějšku opticky
[6]	PVDF	Lichoběžníková ortotropní piezoelektrická membrána	Aktivní
[8]	-	Lichoběžníková membrána	Bez senzorů - snímáno zvnějšku opticky

Tabulka 1 Porovnání experimentálních cochleárních implantátů

6. Vhodné piezoelektrické materiály pro senzorickou část cochleárního implantátu

Součástí této práce je stručná rešerše vhodných piezoelektrických materiálů. Právě takovými piezoelektrickými materiály může být tvořena aktivní část cochleárních implantátů. Piezoelektrická část je zodpovědná za převod mechanické energie na energii elektrickou, tedy akustického signálu na signál elektrický. Hlavní požadavky na takový materiál jsou:

- vysoké piezoelektrické konstanty, které zajistí, aby při daném akustickém buzení piezoelement produkoval dostatečně velké napětí,
- možnost vyrobit část z tohoto materiálu ve vhodných rozměrech - tenké vrstvy řádu stovek nanometrů.

Mezi další požadavky, na které sice není brán ohled v této práci, ale které by měly být zohledněny při vývoji cochleárního implantátu, je biokompatibilita materiálu s prostředím, ve kterém se bude nacházet.

Volba vhodného materiálu pro tuto aplikaci je velmi ztížena faktem, že zvolený materiál bude použit v tenké vrstvě, řádově stovek nanometrů. Materiálové vlastnosti takto tenkých vrstev již nejsou stejné jako materiálové vlastnosti vrstev větších rozměrů [25], [26]. Bohužel, většina experimentálních měření vlastností těchto piezoelektrických materiálů je prováděna pro tlustší vrstvy, řádově μm až mm . Měření piezoelektrických koeficientů pro vrstvy tenké stovky nanometrů jsou zatím provedeny jen pro některé materiály a právě na nich se ukazuje rozdílnost piezoelektrických koeficientů pro různě tenké vrstvy [27], [28].

Materiálové vlastnosti takto tenkých vrstev ovlivňují i další faktory [27]. Předně jde o orientaci tenké vrstvy, zdali se jedná o monokrystalickou vrstvu nebo polykrystalickou vrstvu, proces výroby tenké vrstvy, dále také o použité sousední vrstvy jiných materiálů.

Z předchozích odstavců vyplývá, že v podstatě není možné vybrat nejvhodnější materiál, protože v současnosti neexistuje dostatek informací pro zodpovědné provedení takového rozhodnutí. Je ale snahou autora alespoň nalézt skupinu materiálů s vhodnými

vlastnostmi, které je možné považovat za potenciálně vhodné kandidáty na aplikaci v cochleárním implantátu. Materiály popsané v této části práce jsou tedy piezoelektrické materiály používané ve velmi tenkých vrstvách anebo přímo materiály použité v experimentálních cochleárních implantátech.

6.1. PZT

PZT je tuhý roztok PbZrO_3 (PZ) a PbTiO_3 (PT). Je to nejpoužívanější piezoelektrická keramika současnosti [1], [29].

Tento polykrystalický materiál nemá jako celek piezoelektrické vlastnosti, protože je složen z náhodně orientovaných spontánně polarizovaných domén. To je důvod, proč musí být PZT polarizována. Při polarizaci je materiál vystaven silnému stejnosměrnému elektrickému poli. To má za následek srovnání orientace elektrických momentů domén v materiálu. Orientace domén zůstane z velké části zachována i bez působení vnějšího elektrického pole, což se nazývá remanentní polarizace. Po procesu polarizace má pak materiál jako celek piezoelektrické vlastnosti. Jednou z výhod PZT je tedy možnost součást polarizovat v libovolném směru podle toho, co je vhodné pro zamýšlenou aplikaci.

Další výhody PZT jsou vysoké hodnoty piezoelektrických konstant - elektromechanický coupling faktor, nábojová konstanta, dielektrická konstanta. Materiály se srovnatelnými piezoelektrickými hodnotami pak předčí svojí nízkou cenou.

PZT je zároveň velmi flexibilní materiál, jehož vlastnosti je možno modifikovat přidáním malého množství dopantů. Podle typu dopantů se pak mluví o tvrdé piezokeramice s dopanty Ag^+ , K^+ , Fe^{3+} , Ni^{3+} , Mn^{3+} , a měkké piezokeramice s dopanty jako La^{3+} , Bi^{3+} , Nd^{3+} , Nb^{5+} , Sb^{5+} .

Výhodou tvrdé piezokeramiky je hlavně stabilita jejích vlastností a odolnost na depolarizaci (změně piezoelektrických vlastností působením příliš silného elektrického pole). Proto je vhodná pro vysokonapěťové aplikace.

Výhodou měkké piezokeramiky je vyšší nábojová konstanta a v podstatě tedy i vyšší citlivost. Nemá ale tak vysokou odolnost na depolarizaci jako tvrdá piezokeramika. Je vhodná pro senzory nebo aktuátory.

6.2. PMN-PT

PMN-PT je tuhý roztok $\text{Pb}(\text{Mg}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$ (PMN) a PbTiO_3 (PT) [29]. Je to keramický materiál nové generace, který předčí PZT v mnoha ohledech. V budoucnosti může nahradit PZT v řadě jeho současných aplikací. V [30] se uvádí, že piezoelektrické koeficienty PMN-PT jsou 5 až 10 krát vyšší než je tomu u PZT. Širšímu použití PMN-PT v minulosti bránily problémy s výrobou tenkých vrstev. V současnosti je již mnoho těchto problémů vyřešených a vrstvy tenké stovky nanometrů jsou vyrobitelné.

6.3. PVDF

Polyvinylidenfluorid, zkráceně PVDF, je polymer s piezoelektrickými vlastnostmi. Podobně jako piezokeramika se PVDF polarizuje. Piezoelektrické konstanty PVDF jsou nižší než u PZT. Výhodou oproti křehké a tuhé PZT je houževnatost a poddajnost PVDF. Další výhodou je nízká hustota a tedy i nízká hmotnost zařízení z PVDF.

PVDF se používá v mnoha technických oblastech [31], [32]. Pro své piezoelektrické vlastnosti jde především o sensoriku - hydrofony, mikrofony, senzory tlaku, dotyku a ultrazvukové mikroskopy.

6.4. GaN, AlN, InN

Skupina nitridů polovodičů s piezoelektrickými i pyroelektrickými vlastnostmi, jmenovitě GaN, AlN, InN, má velké využití v elektronice. Pro své piezoelektrické vlastnosti jsou vhodným kandidátem pro použití ve vyvíjených cochleárních implantátech.

GaN - nitrid gália má dlouhou historii použití. V roce 1932 byl poprvé uměle vyroben krystal GaN. V elektronice je používán v mnoha oblastech: piezoelektrické a pyroelektrické snímače, SAW (surface acoustic wave) zařízení, HFET (heterostructure field effect transistors) nebo UV LED (ultraviolet light-emitting diode) [33].

AlN - nitrid hliníku se již od osmdesátých let díky své vysoké tepelné vodivosti a kompatibilitě s výrobním procesem křemíkových polovodičů používá v elektronice jako substrát pro výrobu polovodičů výkonové elektroniky [34]. Pro svoji tvrdost a

chemickou odolnost se využívá v protikorozních vrstvách. Jeho piezoelektrické vlastnosti jsou pak využívány senzorice a MEMS [35].

InN - nitrid india je v mnoha ohledech podobný jako předchozí dva zmíněné nitridy, ale je nejméně používán a jeho vlastnosti nejsou tak dobře popsány a prozkoumány. Jedním z hlavních důvodů jeho malého použití jsou problémy spojené s výrobou kvalitních monokrystalů InN [34].

6.5. ZnO

Oxid zinečnatý je polovodič s dobrými piezoelektrickými vlastnostmi. Má velmi široké použití nejen v elektronice a pro své piezoelektrické vlastnosti je často používán v MEMS zařízeních v podobě tenkých filmů nebo mikrovláken v oblastech jako je optoelektronika, senzorika a biomedicínské aplikace [25].

6.6. Porovnání piezoelektrických koeficientů

Porovnání piezoelektrických koeficientů představených materiálů je problematické, vlivem mnoha faktorů ovlivňujících tyto koeficienty. Proto byla pro porovnání zvolena tabulka s hodnotami koeficientů a odkazy na publikace, ve kterých byly tyto konkrétní hodnoty uvedeny. V příslušných publikacích je pak možno dohledat za jakých podmínek jsou tyto koeficienty platné. Tabulka dává alespoň řádovou představu, kde se hodnoty piezoelektrických koeficientů pro zmíněné materiály pohybují.

Materiál a zdroje	e33 [C/m²]	e31 [C/m²]	e15 [C/m²]	d33 [pm/V]	d31 [pm/V]	d15 [pm/V]
PZT [27], [29], [30], [36], [37], [38], [39], [40], [41], [42]	14,1 [36]	-4,1 [36] -6 až -12 [27] -6,5až-12[41] -7 až -17,5 [30] -8 až -12 [40], [42]	10,5 [36]	60 až 130 [37], [39], [40], [42] 90 až 150 [27] 289 až 593 [30]	-20 až -1330 [38] -123 až -274[29]	
PMN-PT [27], [29], [30], [40], [41], [49]	20.3 [43]	-3,9 [43] -4,4 až -20 [27] -9 až -20 [40] -12 až -14,9 [41] -27 [30]	10,1 [43]	90 až 350 [27] 100 až 350 [40] 563 [29] 2820 [43]	-241 [29] -1330 [43]	146 [43]
GaN [44], [45], [46], [47], [48]	0,6 až 1,12 [44] 0,667 [48] 0.73 [46], [47] 0,84 [45]	-0,3 až -0,55 [44] -0,338 [48] -0,47 [45] -0,49 [46], [33]	-0,167 [48] -0,4 [46] -0,41 [45]	2 až 3,7 [44] 2,718 [48]	-1 až- 1.9 [44] -1,344 [48]	1,808 [48]
AlN [27], [30], [37], [40], [42], [44], [46], [47], [48], [49], [50]	0,85 až 1,5 [44] 1,46 [47] 1,505 [48] 1,55 [46] 10,4 [50]	-0,5 až -0,6 [44] -0,533 [48] -0,58 [46] -0,6 [47] -0,9 až -1 [27] -1 [30] -1,05 [40], [42] -1 [50]	-0,351 [48] -0,48 [46]	3 [39] 3,2 až 6,72 [44] 3,4 až 3,9 [27] 3,4 [50] 3,9 [39], [42] 3,9 až 5,5 [40] 4,1 až 9,49 [37] 5,386 [48]	-0,8 [49] -1,6 až -2,8 [44] -1,65 [39] -1,7 až -4,3 [37] -1,907 [48]	2,945 [48]
InN [46], [47], [48]	0,73 [46] 0,818 [48] 0,97 [47]	-0.412 [48] -0,49 [46] -0.57 [47]	-0,112 [48] -0,4 [46]	9,279 [48]	-3,331 [48]	5,510 [48]
ZnO [26], [27], [39], [40], [42]	0.41 až 1,38 [26]	-0,4 až -0.8 [27] -1 [42], [40]		5,9 [37], [40], [39], [42] 10 až 12 [27]		
PVDF [32], [51], [52], [53]				-20 až 16 [53] -30 [32] 29 [51]	6 až 10 [53] 13 [52] 20 [32]	

*Tabulka 2 Porovnání vlastností vybraných piezoelektrických materiálů s odkazy na
zdroje literatury*

7. MKP model MEMS filtru

MEMS filtr prezentovaný v této práci je křemíkový čip velikosti 1 cm^2 na němž je nanášena 250 nm tenká vrstva Si_3N_4 . Křemík je na čipu v několika místech odstraněn tak, aby v čipu vznikla řada různě velkých čtvercových Si_3N_4 membrán. Každá membrána je tedy po celém obvodu vetknutá do zbytku čipu. Velikost strany čtvercové membrány se pohybuje v rozsahu $0,5\text{ mm}^2$ až 2 mm^2 . Velikostí membrány je určena rezonanční frekvence membrány. Rezonanční frekvence největší a nejmenší membrány pak určuje frekvenční rozsah filtru. Na membránách jsou nanášeny tenké vrstvy piezoelektrického materiálu s elektrodami - piezoelementy. Na elektrodách je generováno napětí, když je piezoelement mechanicky zatížen. Celý čip má být obklopen kapalinou.

Ve zkoumané aplikaci je čip zatížený akustickým tlakem. To vyvolá deformaci membrán na čipu, které začnou kmitat. Každá membrána kmitá s určitou výchylkou, která je závislá na velikosti membrány, velikosti buzení a frekvenci buzení. Největší amplitudy vzhledem k frekvenci dosahuje membrána pokud je budící frekvence rovna rezonanční frekvenci membrány. Při největší amplitudě výchylky dochází také k největšímu mechanickému namáhání piezoelementu připevněného na membráně a piezoelement generuje největší elektrické napětí. Na výstupu z filtru je tedy řada elektrod, kde každá odpovídá určité frekvenci, a na kterých je generováno napětí v závislosti na frekvenci vstupního akustického tlaku. Akustický signál je tak převeden na elektrický signál, který je na výstupu rozdělen do složek podle frekvence.

Pro určitou kvalitu filtrovaného signálu je nutné zajistit dostatečný počet frekvenčních složek, do kterých bude signál rozkládán a tedy dostatečný počet různě velkých membrán na čipu. Toto úzce související téma ale není předmětem této práce a nebude dále nijak řešeno.

V kapitole 6 byla popsána řada vhodných piezoelektrických materiálů, ze kterých by mohl být vytvořen piezoelement na membráně. Ve většině modelů v této kapitole byl zvolen jako piezoelektrický materiál AlN. Hlavním důvodem volby tohoto materiálu je fakt, že v současné době je v takto tenké vrstvě technologicky dostupný. Dalším důvodem je to, že jsou pro tenkou vrstvu dostupné nejen piezoelektrické

konstanty materiálu, ale i elastické konstanty materiálu, což umožňuje modelování zařízení z tohoto materiálu pomocí MKP.

7.1. Model materiálu

Piezoelektrický materiál tvořící piezoelement je anizotropní materiál, popsáný materiálovými konstantami v maticích z kapitoly 3.

Konkrétní hodnoty pro AlN [46]:

Prvky matice tuhosti c :

$$c_{11} = 396 \text{ Gpa}, c_{12} = 137 \text{ Gpa}, c_{13} = 108 \text{ Gpa}, c_{33} = 373 \text{ Gpa}, c_{44} = 116 \text{ Gpa}, c_{66} = 129 \text{ Gpa}$$

Prvky piezoelektrické matice e :

$$e_{31} = -0,58 \text{ C/m}^2, e_{33} = 1,55 \text{ C/m}^2, e_{15} = -0,48 \text{ C/m}^2$$

$$\text{Permitivita: } \epsilon_{11} = \epsilon_{33} = 8,9 \cdot (8,85 \cdot 10^{-12}) \text{ [F/m]}$$

$$\text{Hustota: } \rho = 3260 \text{ [kg/m}^3\text{]}$$

Konkrétní hodnoty pro PZT [36]:

Prvky matice tuhosti c :

$$c_{11} = 132 \text{ Gpa}, c_{12} = 71 \text{ Gpa}, c_{13} = 73 \text{ Gpa}, c_{33} = 115 \text{ Gpa}, c_{44} = 30 \text{ Gpa}, c_{66} = 26 \text{ Gpa}$$

Prvky piezoelektrické matice e :

$$e_{31} = -4,1 \text{ C/m}^2, e_{33} = 14,1 \text{ C/m}^2, e_{15} = 10,5 \text{ C/m}^2$$

$$\text{Permitivita: } \epsilon_{11} = \epsilon_{33} = 854 \cdot (8,85 \cdot 10^{-12}) \text{ [F/m]}$$

$$\text{Hustota: } \rho = 7700 \text{ [kg/m}^3\text{]}$$

Konkrétní hodnoty pro Si₃N₄:

Membrána je modelována jako tenká vrstva izotropního materiálu.

$$\text{Modul pružnosti: } E = 297 \text{ [Gpa]}$$

$$\text{Poissonův poměr: } \mu = 0,28 \text{ []}$$

$$\text{Hustota: } \rho = 3250 \text{ [kg/m}^3\text{]}$$

Konkrétní hodnoty pro Au:

Elektrody i případná přídavná hmota jsou modelovány jako tenká vrstva izotropního materiálu.

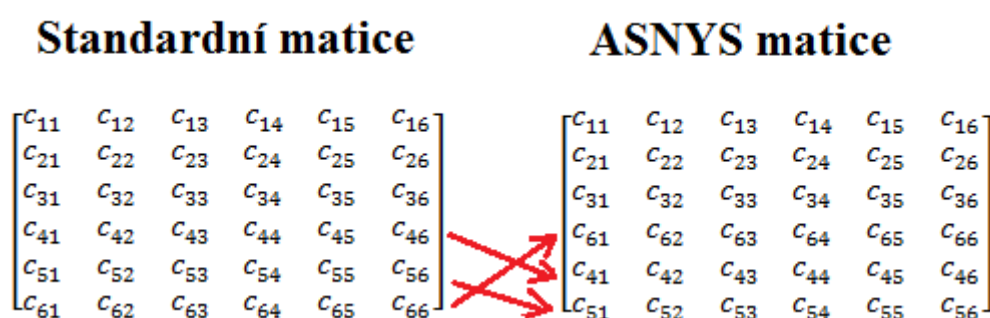
Modul pružnosti: $E = 78$ [Gpa]

Poissonův poměr: $\mu = 0,45$ []

Hustota: $\rho = 19320$ [kg/m³]

Matice anizotropních vlastností v prostředí ANSYS

Matice pro anizotropní materiál mají v prostředí ANSYS jiný formát než ten udávaný v literatuře. Je proto nutné získané matice upravit pro interpretaci v MKP modelu. Jde pouze o záměnu řádků jak je zobrazeno na následujícím obrázku. Výměna řádků je nutná pro matici tuhosti a piezoelektrickou matici [54].

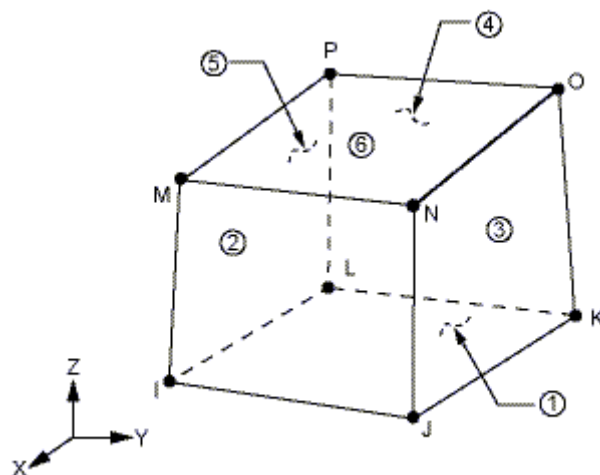


Obr. 9 Převedení matice anizotropních vlastností na kompatibilní tvar pro program ANSYS

7.2. Použité konečné prvky

Pro modelování piezoelektrických částí, tedy piezoelementů, byl použit prvek solid5. Jedná se o prvek s 8 uzly, každý se 3 stupni volnosti.

Pro modelování nepiezoelektrických částí, tedy membrány a elektrod, byl použit prvek solid185. Opět se jedná o prvek s 8 uzly, každý se 3 stupni volnosti.



Obr. 10 Základní tvar prvku solid5 a solid185 [54]

7.3. Problémy MKP a použitá zjednodušení

V MKP modelu je celé zařízení reprezentováno množstvím konečně velkých elementů. Každý element je podle svého typu tvořen množstvím uzlů a ke každému uzlu je přiřazena řada rovnic, jež je potřeba vyřešit při provádění výpočtů. S množstvím uzlů, respektive elementů, roste výpočetní náročnost problému. Množství rovnic, jež je potřeba vyřešit, zvyšuje nejen čas potřebný na výpočet, ale i nároky na paměť počítače. Při MKP modelování tenkých vrstev v MEMS zařízeních, kdy jeden rozměr je řádově jiné velikosti než ostatní rozměry, dochází ke značným problémům. Při modelování tenkých vrstev je obecně uvažováno, že minimální vhodný počet elementů po tloušťce vrstvy je tři. To v podstatě definuje maximální velikost nejmenšího rozměru elementu. Pro dosažení určité přesnosti výpočtu je nutné aby poměr délek stran elementu nepřesáhl určitou hranici. V prostředí ANSYS je maximální doporučený poměr délek stran elementu dvacet. To tedy znamená, že element může být maximálně dvacetkrát větší v jednom rozměru než jeho nejmenší rozměr, aby bylo dosaženo výpočtu s uspokojivou přesností. Takové kritérium bylo použito na maximální velikost elementu membrány a piezoelementu. Pro vrstvy tenké stovky nanometrů jejichž ostatní rozměry jsou ve stovkách mikrometrů nebo jednotkách milimetrů to vede k ohromnému množství elementů a tedy k velké výpočetní náročnosti.

Z důvodu výpočetní náročnosti jsou téměř všechny výpočty této práce prováděny pro tu nejmenší membránu na čipu a i přesto je potřeba okolo 400 000 (v závislosti na konkrétním počtu elektrod a přídavné hmotě) elementů pro splnění daného kritéria maximální velikosti elementu.

Modelování samostatných membrán

Jedním ze zjednodušení je modelování pouze jednotlivých membrán místo geometrie celého čipu. Okraje membrán, které jsou spojeny s několikanásobně tlustší vrstvou křemíku, jsou nahrazeny vetknutím. Takové zjednodušení je jedním z předmětů článku [55], kde je porovnáním s fyzickým měřením a výpočtem v prostředí ANSYS ukázána možnost takového zjednodušení.



Obr. 11 Zjednodušení vetknutím membrány

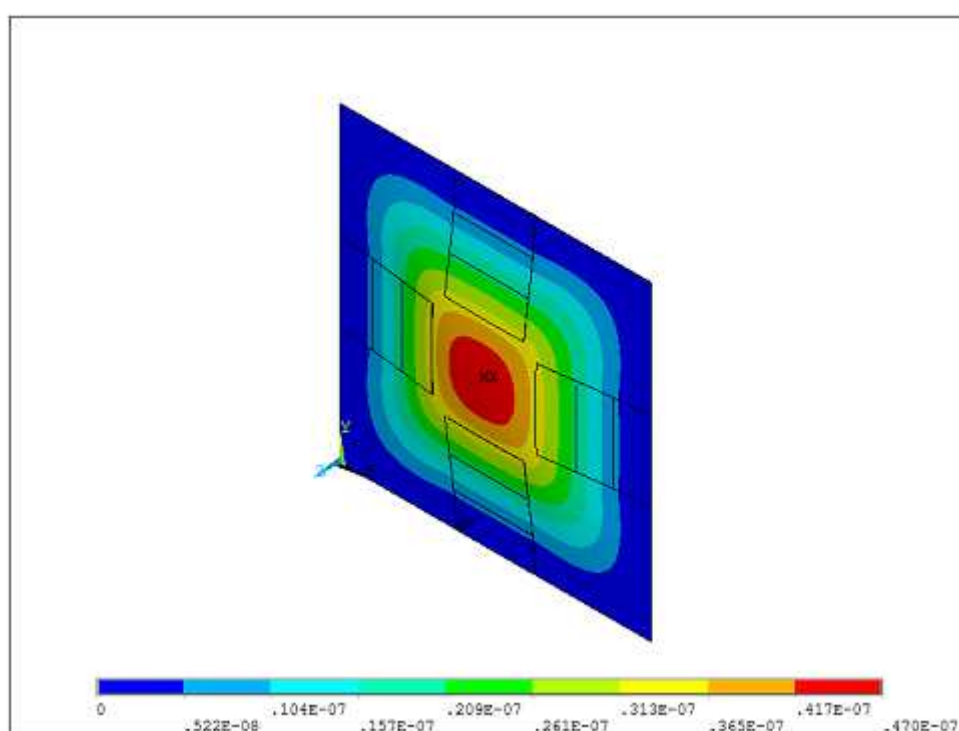
Poměrný útlum membrány

Vzhledem k tomu, že toto zařízení zatím neexistuje fyzicky, je těžké určit jakékoli tlumení, které je nejvhodnější změřit experimentálně. Celý čip navíc bude pravděpodobně pracovat v kapalině. Toto okolní prostředí, interakce kapaliny s čipem a výběr vhodné kapaliny není tématem této práce, přesto je potřeba něco takového vzít v potaz. Vlastnosti okolní kapaliny totiž budou také měnit poměrný útlum zařízení.

Hodnota poměrného útlumu byla doporučena dle praktických zkušeností na pracovišti, které toto zařízení vyvíjí. Hodnota poměrného útlumu sice nijak neovlivňuje modální analýzu, ale má zásadní vliv na harmonickou analýzu.

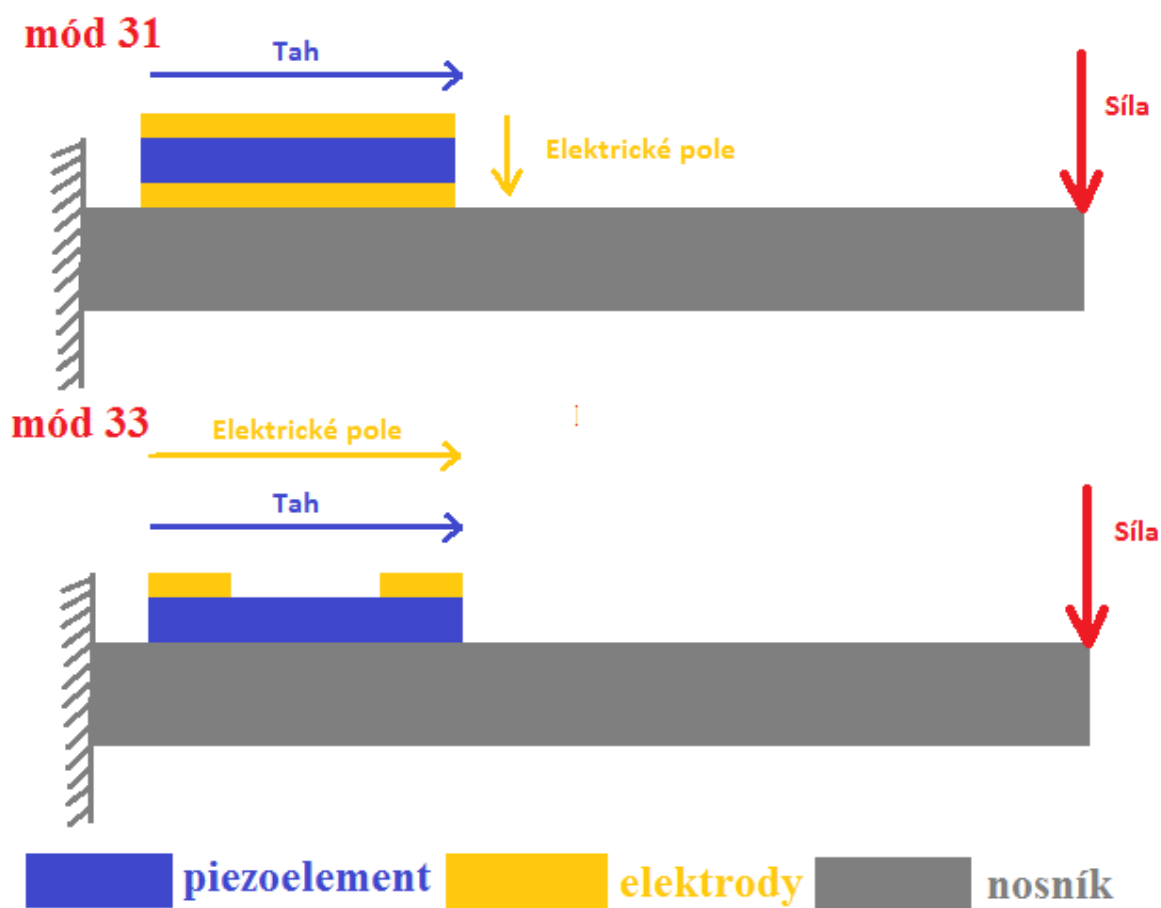
7.4. Umístění piezoelementu a elektrod

Piezoelement je na membráně tou aktivní částí zodpovědnou za převod mechanické energie na energii elektrickou. Proto je vhodné umístění piezoelementu na membránu klíčové. Piezoelement má být na membráně umístěn tak, aby byl co nejvíce mechanicky namáhán a generoval co největší elektrické napětí. Pro vhodné umístění piezoelementu byla modelovaná membrána zatížena harmonickým tlakem. Piezoelement byl pak umístěn do oblastí s maximálním přetvořením dle Obr. 12.



Obr. 12 Tvar zatížené membrány a umístění piezoelementů

Na piezoelement je ještě nutné umístit výstupní elektrody. Ty se připojí podle toho, jaký mód zatěžování je využit. Pokud je piezoelement zatěžován mechanicky ve stejném směru v jakém je elektrické pole tvořené elektrodami, pak se jedná o mód 33. Pokud je směr mechanického zatížení a elektrického pole kolmý, jedná se o mód 31. Na Obr. 13 je zobrazené použití elektrod pro dva různé zatěžovací módy piezoelementu při použití na ohýbaném nosníku.



Obr. 13 Použití elektrod pro různé módy zatěžování piezoelementu

Piezoelement i elektrody mají určitou tloušťku a minimální ostatní rozměry dané možností výroby. Tloušťka piezoelementu je 250 nm a elektrod 100 nm, minimální šířka nebo délka piezoelementu a elektrod je 50 μm .

7.5. Frekvenční rozsah MEMS filtrů

Filtr bude pracovat v určitém frekvenčním rozsahu ohraničeném rezonanční frekvencí největší membrány a rezonanční frekvencí nejmenší membrány. Vzhledem k aplikaci tohoto filtru jako lidské cochleární náhrady, je nutné nastavit frekvenční rozsah filtru na lidským uchem slyšitelný zvuk, což je obvykle zvuk v frekvenčním rozsahu 20-20000 Hz. Tématem nastavení filtru na požadovaný frekvenční rozsah se zabývá tato podkapitola.

Rezonanční frekvence zařízení je dána jeho geometrií, vlastnostmi materiálu a vazbami s okolím.

Vazby s okolím jsou dané a jedná se o vetknutí membrány po celém jejím čtvercovém obvodu. Vazby tedy nebudou nástrojem nastavení vhodné rezonanční frekvence.

Materiál membrány, piezoelementu a elektrod také ovlivňuje rezonanční frekvenci. To ale nebude v této diplomové práci zkoumáno především s přihlédnutím k tomu, že pro většinu materiálů nejsou pro takto tenké vrstvy dostupné materiálové vlastnosti, což vylučuje jakékoli možnosti modelování v MKP.

Geometrie je částečně dána, jako základ se počítá se čtvercovou membránou dané tloušťky a určitého rozsahu ostatních rozměrů. Rozsah rozměrů membrány je jedním z nástrojů nastavení rezonanční frekvence membrány. Na membráně budou ještě připevněny piezoelementy s elektrodami. Rozmístění a geometrie této přídavné hmoty také ovlivní rezonanční frekvenci celé membrány. Je tu i možnost nanesení další přídavné hmoty na membránu, která nemá žádný jiný účel než změnu jejích modálních vlastností.

Pro určení rezonančních frekvencí různých konfigurací membrány bylo použito modální analýzy v prostředí ANSYS.

7.5.1. Rezonanční frekvence membrány

Rozsah rozměrů membrány bude mít na rezonanční frekvenci největší vliv a vzhledem k danému rozsahu rozměrů je i hrubě daný frekvenční rozsah.

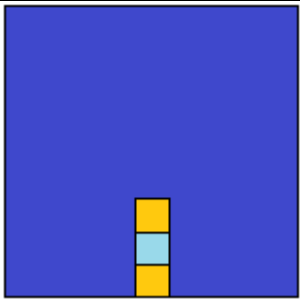
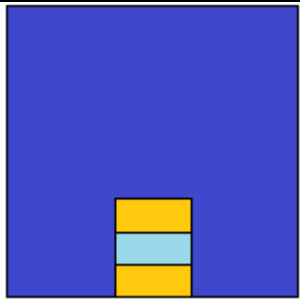
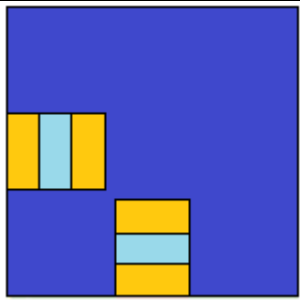
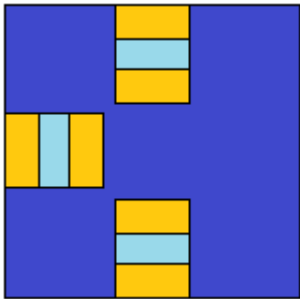
Rozměry	Rezonanční frekvence
Nejmenší (0,5mm x 0,5mm x 250nm)	16471 Hz
Největší (2mm x 2mm x 250nm)	1028 Hz

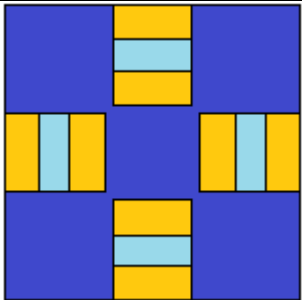
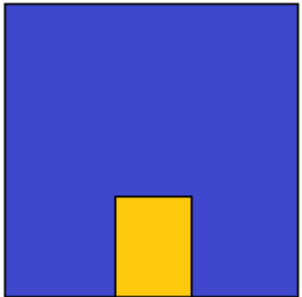
Tabulka 3 Rezonanční frekvence největší a nejmenší membrány

7.5.2. Rezonanční frekvence membrány s piezoelementem a elektrodami

Na membránu je umístěn piezoelement s elektrodami. Podle velikosti piezoelementu se mění rezonanční frekvence. Oproti rezonanční frekvenci membrány

bez piezoelementu je rezonanční frekvence membrány s piezoelementem větší. S větším počtem piezoelementů roste i rezonanční frekvence. Při použití elektrod pro zatěžovací mód 31 je rezonanční frekvence vyšší než při použití elektrod pro zatěžovací mód 33.

Geometrie (všechny membrány velikosti 0,5mm x 0,5mm x 250nm)	Obrázek a rezonanční frekvence (modrá-membrána, žlutá-elektrody, světle modrá piezoelement)
mód 33 1 piezoelement AlN-piezoelement: šířka=50 μm , délka=166 μm , tloušťka=250 nm Au-elektrody: šířka=50 μm , délka=55 μm , tloušťka=100 nm	 17966 Hz
mód 33 1 piezoelement AlN-piezoelement: šířka=125 μm , délka=166 μm , tloušťka= 250 nm Au-elektrody: šířka=125 μm , délka=55 μm , tloušťka=100 nm	 18974 Hz
mód 33 2 piezoelementy AlN-piezoelement: šířka=125 μm , délka=166 μm , tloušťka=250 nm Au-elektrody: šířka=125 μm , délka=55 μm , tloušťka=100 nm	 20942 Hz
mód 33 3 piezoelementy AlN-piezoelement: šířka=125 μm , délka=166 μm , tloušťka=250 nm Au-elektrody: šířka=125 μm , délka=55 μm , tloušťka=100 nm	 22985 Hz

mód 33 4 piezoelementy AlN-piezoelement: šířka=125 μm , délka=166 μm , tloušťka=250 nm Au-elektrody: šířka=125 μm , délka=55 μm , tloušťka=100 nm	 24632 Hz
mód 31 1 piezoelement AlN-piezoelement: šířka=125 μm , délka=166 μm , tloušťka= 250 nm Au-elektrody: šířka=125 μm , délka=166 μm , tloušťka=100 nm	 19794 Hz

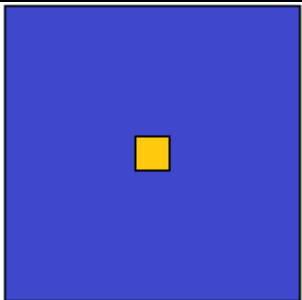
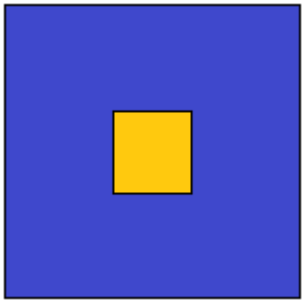
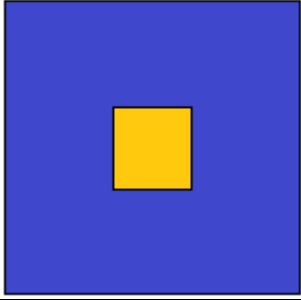
Tabulka 4 Rezonanční frekvence zařízení při různé topologii a geometrii

7.5.3. Rezonanční frekvence membrány s přídatnou hmotou

Přidání piezoelementu a elektrod na membránu zvyšuje rezonanční frekvenci. Je proto ještě potřeba představit možnost snížení rezonanční frekvence, která je obzvlášť potřebná pro pokrytí nižších frekvencí.

Takovou možností je přidání hmoty doprostřed membrány. To poměrně zvýší hmotnost membrány, zatímco na tuhost membrány to má minimální vliv. Tím je dosaženo snížení rezonanční frekvence. Změnou velikosti přídatné hmoty ve středu membrány je tedy možné snižovat rezonanční frekvenci.

Vzhledem k tomu, že přídatná hmota je pasivní a bez nutnosti mít piezoelektrické vlastnosti, máme poměrně velkou volnost ve výběru materiálu pro tento účel. V podstatě je potřeba pouze sledovat kompatibilitu s procesem výroby. Pro co největší snížení rezonanční frekvence je vhodné vybrat materiál s velkou hustotou a malým modulem pružnosti. Takovým materiálem může být třeba zlato, které je použité i na elektrody.

Geometrie (všechny membrány velikosti 0,5mm x 0,5mm x 250nm)	Obrázek a rezonanční frekvence (modrá-membrána, žlutá-přídavná hmota)	
Au-přídavná hmota: šířka=50 μm , délka=50 μm , tloušťka=100 nm		15565 Hz
Au-přídavná hmota: šířka=125 μm , délka=125 μm , tloušťka=100 nm		13013 Hz
Au-přídavná hmota: šířka=125 μm , délka=125 μm , tloušťka=250 nm		11161 Hz

Tabulka 5 Rezonanční frekvence zařízení s přídavnou hmotou

7.6. Harmonická analýza MEMS filtru

Filtr bude pracovat při zatížení akustickým tlakem. Jedná se o harmonický tlak s určitou amplitudou a frekvencí. Výpočtem generovaného napětí na elektrodách piezoelementu při buzení tímto harmonickým tlakem se zabývá harmonická analýza v této kapitole.

Základní nastavení parametrů pro následující analýzy je stejné. Pokud je některý z těchto parametrů nastaven jinak, pak je v kapitole s příslušnou analýzou zmíněn. Pokud parametr není zmíněn, pak je jeho hodnota rovna tomuto základnímu nastavení. Geometrie, rozměry, materiál (V Tabulce 4 se jedná o druhou variantu s rezonanční frekvencí 18794 Hz):

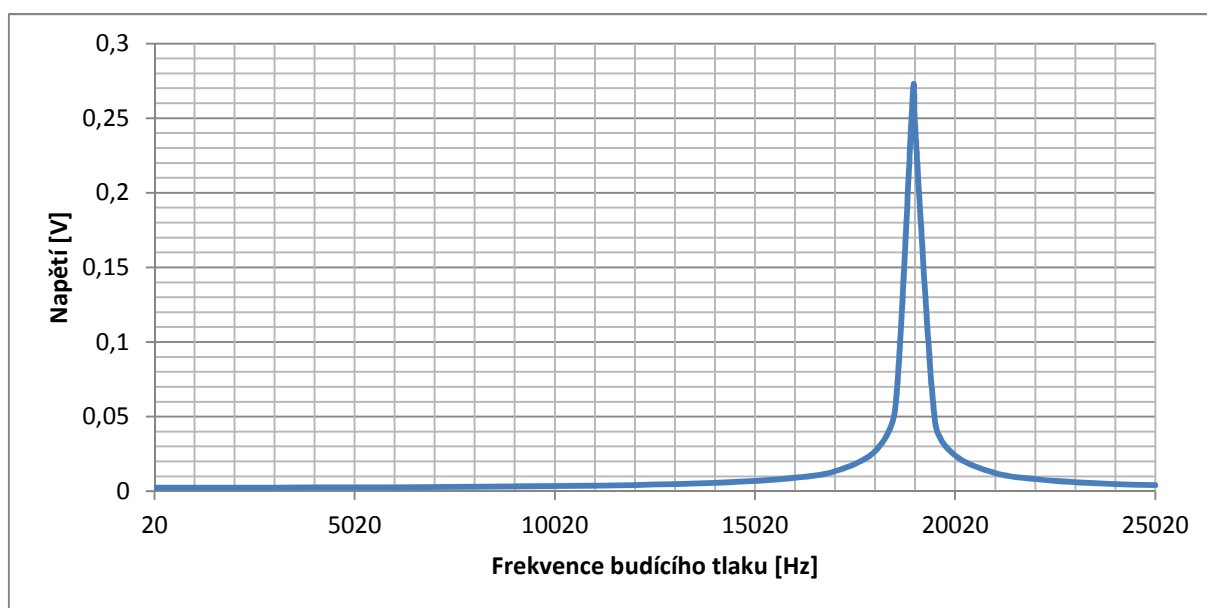
- Si_3N_4 membrána 0,5 mm x 0,5 mm x 250 nm
- mód 33
- polarizace piezoelementu ve směru tloušťky
- 1 x AlN-piezoelement 125 μm x 166 μm x 250 nm
- Au-elektrody 125 μm x 55 μm x 100 nm

Amplituda a frekvence budícího tlaku:

- $P = 1 \text{ Pa}$
- $f = 18794 \text{ Hz}$

7.6.1. Vliv frekvence budícího tlaku na napětový výstup

První analýzou je vliv frekvence harmonického tlaku na výstupní napětí na piezoelementu. Tato analýza má ověřit předpoklad, že největšího napětového výstupu bude dosaženo při frekvenci budícího tlaku rovné rezonanční frekvenci membrány.



Obr. 14 Vliv frekvence buzení na výstupní napětí

Z výsledků zobrazených na Obr. 14 je možno vidět, že maximálního napětového výstupu při buzení harmonickým tlakem se stejnou amplitudou, ale proměnnou frekvencí je dosaženo při rovnosti budící frekvence a rezonanční frekvence filtru.

7.6.2. Vliv velikosti budícího tlaku na napěťový výstup

Vliv velikost buzení na napěťový výstup je počítán pro hodnoty akustického tlaku v rozsahu slyšitelných hodnot od prahu slyšení $p_0 = 2 \cdot 10^{-5}$ Pa až do hodnoty 1 Pa. Pro názornost je vhodnější akustický tlak převést na decibely. Pro přepočet tlaku na dB platí následující vzorec.

$$B = 20 \log \left(\frac{p}{p_0} \right) \quad (11)$$

Tlak [Pa]	Hlasitost [dB]	Napětí [V]
1	93,98 (jedoucí vlak)	$270 \cdot 10^{-3}$
10^{-1}	73,98 (potlesk v sále)	$270 \cdot 10^{-4}$
10^{-2}	53,98 (pouliční hluk)	$270 \cdot 10^{-5}$
10^{-3}	33,98 (šepot)	$270 \cdot 10^{-6}$
10^{-4}	13,98 (šelest listí)	$270 \cdot 10^{-7}$
$2 \cdot 10^{-5}$	0 (práh slyšitelnosti)	$540 \cdot 10^{-8}$

Tabulka 6 Vliv velikosti budícího tlaku na napěťový výstup

V Tabulce 6 je možno vidět, že velikost budícího tlaku je přímo úměrná velikosti výstupního napětí.

7.6.3. Vliv polarizace vrstvy a módu zatěžování na napěťový výstup

Piezoelement je tvořen materiálem, který je polarizovaný v určitém směru. Tomuto hlavnímu směru odpovídají největší piezoelektrické konstanty. Pro materiály jako AlN, GaN, InN, ZnO je směr této polarizace dán procesem výroby a je označován jako spontánní polarizace. Naopak piezokeramika jako PZT a PMN-PT má po výrobě nulovou nebo téměř žádnou spontánní polarizaci a materiál je proto polarizován vnějším elektrickým polem.

Pro různou polarizaci piezoelementu a různé mechanické zatížení piezoelementu je vhodné použít různý typ elektrod.

Vlivem směru polarizace materiálu tvořící piezoelement na napěťový výstup a vlivem různého typu elektrod na napěťový výstup se zabývá tato podkapitola.

Směr polarizace piezoelementu	Elektrody pro mód 33	Elektrody pro mód 31
z	$270 \cdot 10^{-3} \text{ [V]}$ (18794 Hz)	$157 \cdot 10^{-3} \text{ [V]}$ (19794 Hz)
y	$38,5 \text{ [V]}$ (18898 Hz)	$669 \cdot 10^{-11} \approx 0 \text{ [V]}$ (19710 Hz)
x	$288 \cdot 10^{-6} \text{ [V]}$ (18913 Hz)	$392 \cdot 10^{-16} \approx 0 \text{ [V]}$ (19737 Hz)

Tabulka 7 Vliv polarizace a elektrod pro různý mód zatěžování na napěťový výstup. (Vždy spočítáno v rezonanční frekvenci příslušného uspořádání). Orientaci souřadného systému možno vidět na Obr. 1.

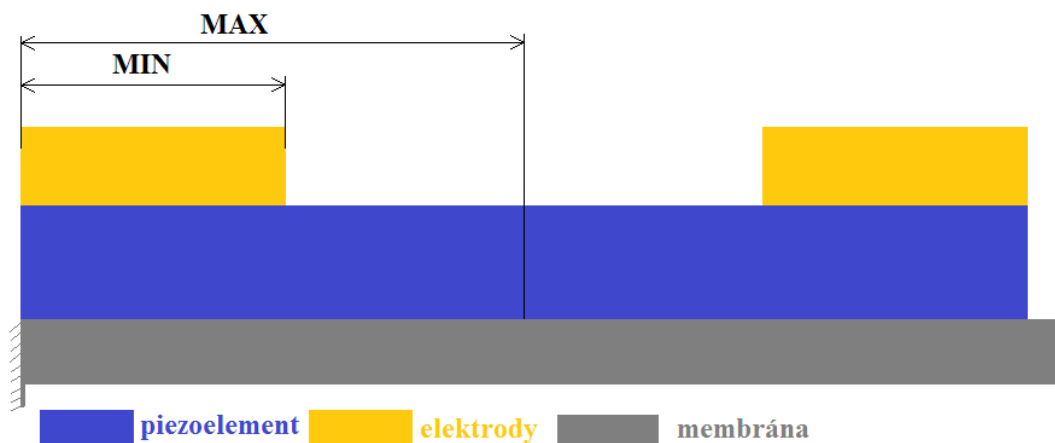
V Tabulce 7 lze vidět vhodnost různých elektrod pro různě polarizovaný materiál. Varianta kdy má materiál hlavní směr polarizace z, tedy po směru své tloušťky, je v literatuře nejběžnější a proto byla zvolena jako výchozí nastavení. V takovém případě lze použít elektrody pro mód 33 i pro mód 31.

Varianta kdy je materiál polarizován ve směru y s elektrodami pro mód 33 se zdá jako nejvhodnější pro svůj velký napěťový výstup. Jedná se o tenkou vrstvu, která ale nemá hlavní směr polarizace po směru své tloušťky. Dosáhnout v materiálech pouze procesem výroby takové spontánní polarizace v současné době není možné. V takovém případě by tedy bylo nutné použít materiál jako PZT nebo PMN-PT s polarizací určenou vnějším elektrickým polem. V dostupné literatuře se ale nepodařilo najít tento konkrétní případ polarizace a proto je nutné tento výsledek brát s rezervou.

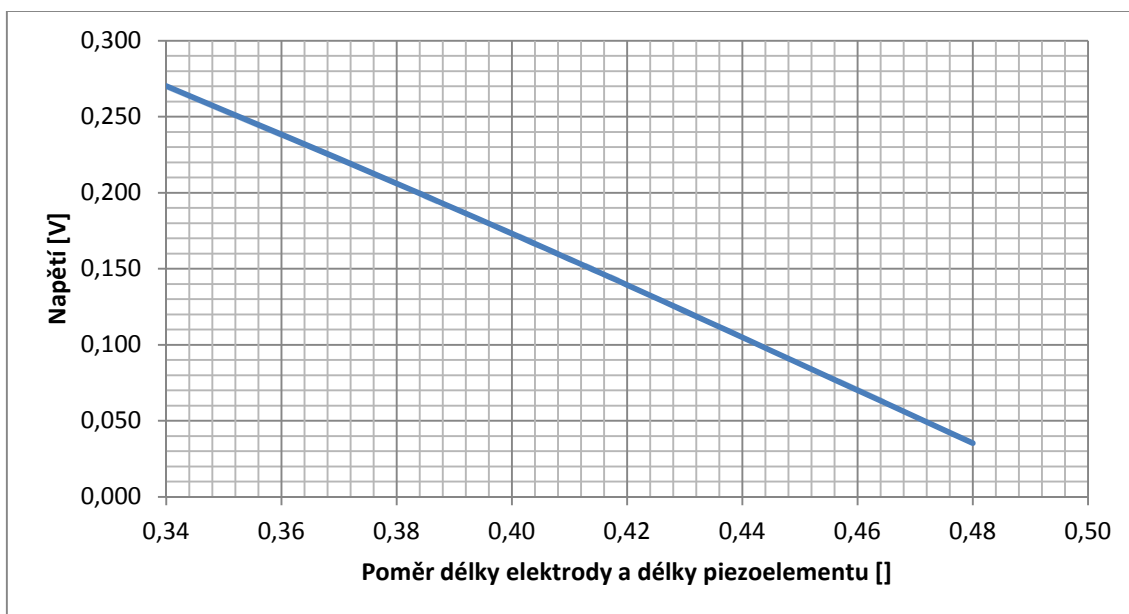
Varianta kdy je materiál polarizován ve směru x se ukázala jako nevhodná.

7.6.4. Vliv velikosti elektrod na napěťový výstup

Při zatěžovacím módu 33 je nutné určit jak velkou část piezoelementu mají zabírat elektrody, tedy jejich velikost. Elektrody se nesmí dotýkat a musí tedy být menší než polovina velikosti piezoelementu. Minimální velikost elektrod je dána možností výroby, tedy 50 μm .



Obr. 15 Rozsah rozměru elektrod pro mód zatěžování 33



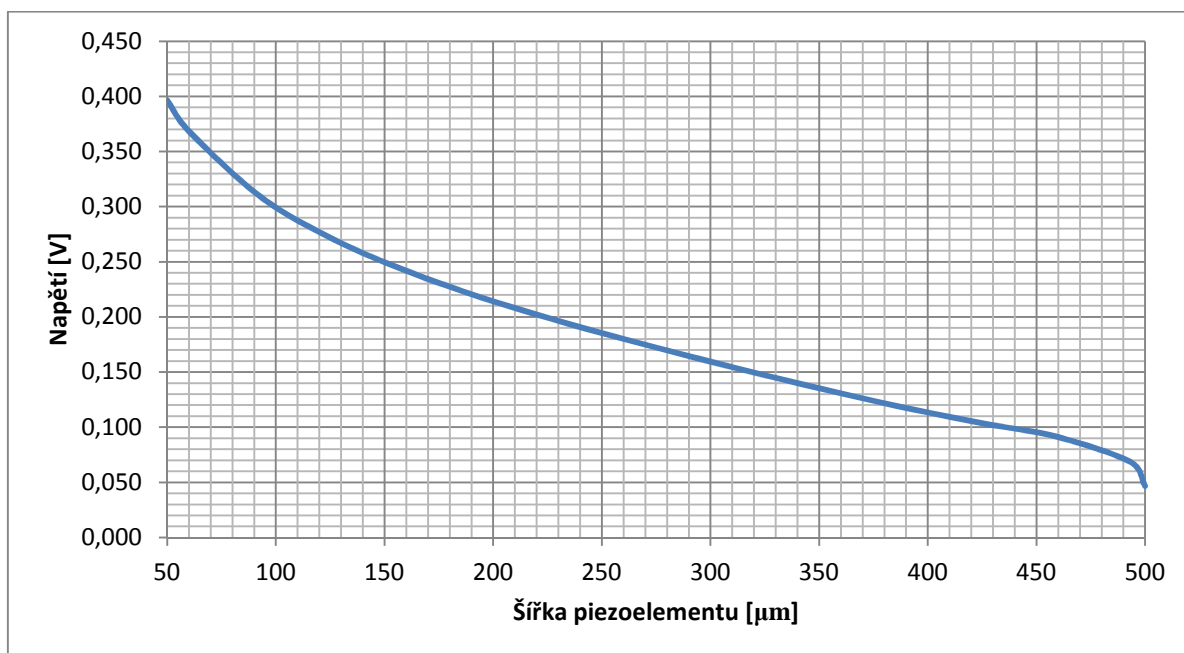
Obr. 16 Závislost výstupního napětí na poměru délky strany elektrody a délky strany piezoelementu. (Výpočet vždy pro dané struktuře příslušnou rezonanční frekvenci.)

Na Obr. 16 lze vidět, že největšího napěťového výstupu je dosaženo při nejmenších elektrodách.

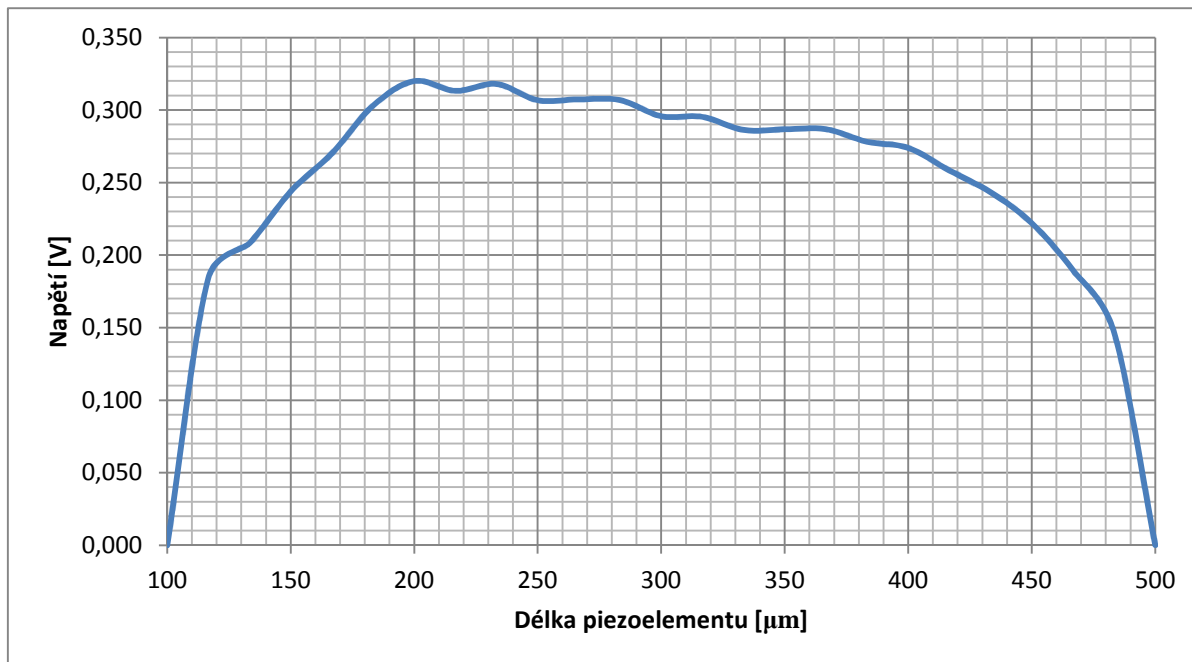
7.6.5. Vliv velikosti piezoelementu na napěťový výstup

Velikost piezoelementu ovlivňuje nejen rezonanční frekvenci zařízení, ale také výstupní napětí na elektrodách. Porovnáním napěťového výstupu při proměnné šířce a délce piezoelementu se zabývá tato podkapitola. (Délkou je zde míněna velikost strany

piezoelementu od okraje membrány ke středu membrány, šířkou je zde míněna velikost strany piezoelementu po okraji membrány.)



Obr. 17 Vliv šířky piezoelementu na napěťový výstup. (Výpočet vždy pro dané struktře příslušnou rezonanční frekvenci.)



Obr. 18 Vliv délky piezoelementu na napěťový výstup. (Výpočet vždy pro dané struktře příslušnou rezonanční frekvenci.)

Na Obr. 17 lze vidět, že největšího napětového výstupu je dosaženo při nejužším piezoelementu.

Na Obr. 18 lze vidět, že největšího napětového výstupu je dosaženo, když piezoelement pokrývá přibližně 2/5 membrány.

7.6.6. Vliv materiálu piezoelementu na napětový výstup

Materiál piezoelementu má zásadní vliv na napětový výstup na elektrodách. Porovnáním napětového výstupu při použití různých materiálů se zabývá tato podkapitola.

V ideálním případě, by měl být porovnán napětový výstup při použití všech materiálů zmíněných v kapitole 6. Bohužel jak již bylo zmíněno v oné kapitole, je obtížné získat materiálové konstanty tenkých vrstev těchto materiálů. Je tedy porovnáno pouze použití dvou různých materiálů AlN a PZT. Důvod výběru těchto dvou materiálů je ten, že ve zdrojích jsou dostupné konzistentní hodnoty materiálových vlastností pro tenké vrstvy. V [36] jsou uvedeny piezoelektrické i tuhostní koeficienty tenké vrstvy PZT a v [49] jsou uvedeny piezoelektrické i tuhostní koeficienty tenké vrstvy AlN.

AlN [49]	PZT [36]
$270 \cdot 10^{-3}$ [V] (18794 Hz)	$56 \cdot 10^{-3}$ [V] (16888 Hz)

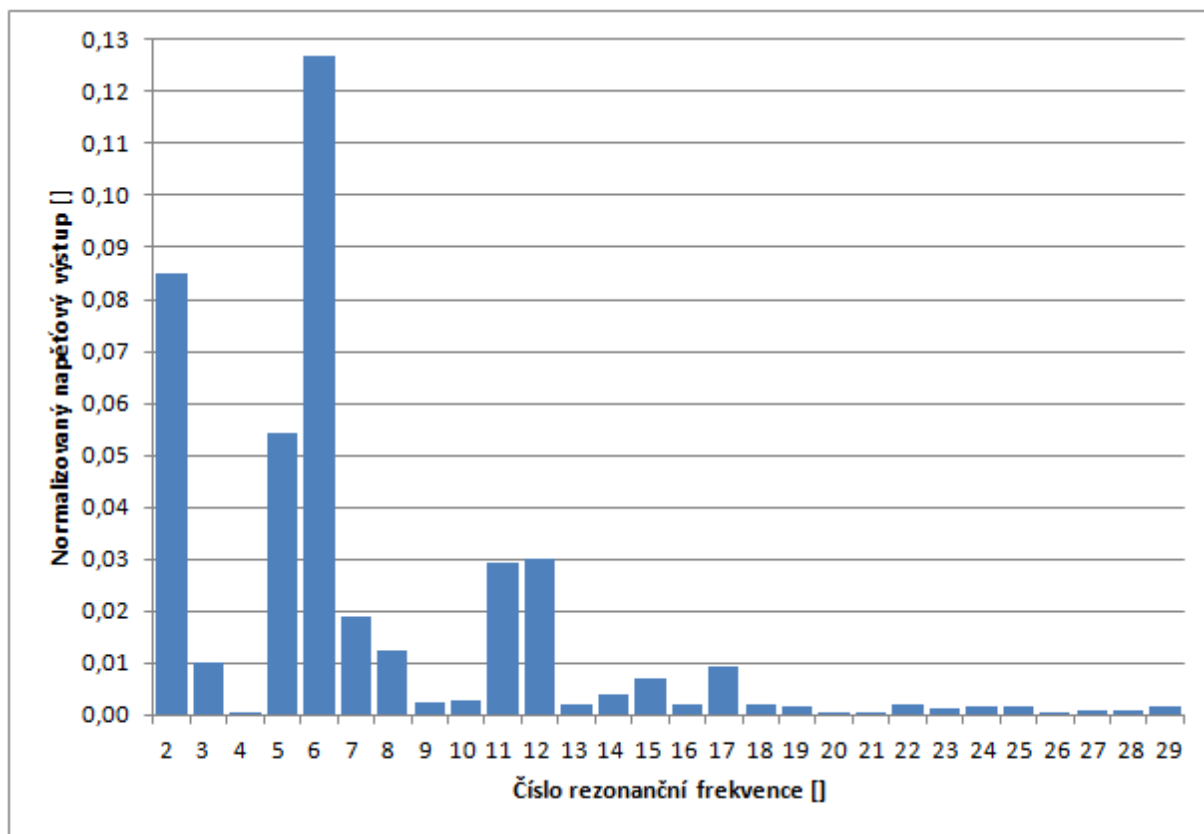
Tabulka 8 Napětí na elektrodách při použití různých materiálů. (Na rezonanční frekvenci konkrétní struktury)

Poměrně velký rozdíl v rezonanční frekvenci je způsoben tím, že PZT je oproti AlN materiál s větší hustotou a menší tuhostí.

7.6.7. Možnost využití vyšších rezonančních frekvencí

Každá z membrán na čipu je naladěna tak, aby její první rezonanční frekvence ležela ve slyšitelném rozsahu frekvencí. Ty membrány, které jsou naladěny na nízkou první rezonanční frekvenci, ale mají ve slyšitelném rozsahu frekvencí i další rezonanční frekvence. Tématem této podkapitoly je napětový výstup zařízení při buzení na vyšších rezonančních frekvencích.

Výpočtem je zjištěno, že největší membrána, tedy ta naladěná na nejnižší rezonanční frekvenci, má ve slyšitelném rozsahu frekvencí dalších 28 rezonančních frekvencí. Na Obr. 19 je porovnán napěťový výstup z piezoelementu při buzení na příslušných frekvencích vztažený k velikosti napěťového výstupu na první rezonanční frekvenci. Největšího napěťového výstupu je dosaženo na 1. rezonanční frekvenci. Druhý největší napěťový výstup je na 6. rezonanční frekvenci a dosahuje téměř 13 % hodnoty napěťového výstupu 1. rezonanční frekvence. Za povšimnutí ještě stojí 2. a 5. rezonanční frekvence, kterým odpovídá napěťový výstup 8,5 % a 5,5 % hodnoty napěťového výstupu 1. rezonanční frekvence. Napěťový výstup na žádné další rezonanční frekvenci již nedosahuje ani 5 % hodnoty napěťového výstupu 1. rezonanční frekvence.



Obr. 19 Napěťový výstup piezoelementu při buzení na vyšších rezonančních frekvencích normalizovaný k velikosti napěťového výstupu na 1. rezonanční frekvenci

Při návrhu filtru by mělo být rozhodnuto, zdali budou využívány i vyšší rezonanční frekvence nebo pouze jedna. Napěťový výstup při buzení na frekvencích,

kteře budou využívány, by měl být maximalizován a naopak napěťový výstup na ostatních nevyužívaných frekvencích by měl být co nejvíce potlačen, protože se v podstatě jedná o rušení.

Hlavní vliv na napěťový výstup při buzení na rezonančních frekvencích má tvar a umístění piezoelementu s elektrodami na membráně. Při výpočtu jehož výsledky jsou zobrazeny na Obr. 19 byl piezoelement s elektrodami optimalizován pro první rezonanční frekvenci a tomu odpovídal napěťový výstup.

7.6.8. Vliv hodnoty poměrného útlumu na napěťový výstup

V kapitole 7.3 byl zmíněn problém se získáním a použitím vhodné hodnoty poměrného útlumu. Velikost poměrného útlumu zásadně ovlivňuje napěťový výstup. Výpočtem bylo ověřeno, že velikost napěťového výstupu je nepřímo úměrná velikosti poměrného útlumu.

7.7. Mechanické namáhání MEMS filtru

Mechanické namáhání MEMS struktur není tématem této práce, ale přesto je potřeba zmínit některé důležité skutečnosti týkající se tohoto problému.

Mez pevnosti materiálu tvořícího membránu se pohybuje ve stovkách MPa (v závislosti na konkrétním procesu výroby). Při namáhání filtru na jeho rezonanční frekvenci harmonickým tlakem s amplitudou 1 Pa dosahují v některých místech zařízení mechanická napětí hodnot řádů jednotek až desítek MPa. Tato mechanická napětí nejsou dost vysoká na to, aby ihned ohrozila zařízení. Vezme-li se však v potaz fakt, že frekvence tohoto zatížení může být až 20 kHz a požadovaná životnost zařízení by určitě měla být počítána v rocích, dostáváme se do oblasti vysokocyklového namáhání.

Dalším problémem, který se týká většiny tenkých MEMS struktur, jsou zbytková mechanická napětí způsobená procesem výroby [56], [57]. Jsou případy, kdy i nezatížené experimentální MEMS membrány prasknou vlivem příliš vysokých zbytkových mechanických napětí způsobených nevhodným procesem výroby.

Zbytková mechanická napětí a vysokocyklová mechanická namáhání vysokým akustickým tlakem by mohla být vážným problémem pro zkoumaný experimentální MEMS cochleární implantát.

8. Závěr

Podařilo se vytvořit bázi experimentálních MEMS cochleárních implantátů a vhodných piezoelektrických materiálů pro tuto aplikaci. S přihlédnutím k této rešeršní části práce je vytvořen v prostředí ANSYS MKP model piezoelektrického MEMS filtru pro cochleární implantát.

Řadou modálních analýz jsou ukázány možnosti naladění filtru na téměř libovolnou frekvenci zvuku v rozsahu stovek Hz až desítek kHz. Nižší frekvence než je zmíněný rozsah se nepodařilo pokrýt. Možnosti naladění filtru na konkrétní frekvenci popsané v této kapitole zahrnují změnu geometrie a topologie filtru.

Pomocí řady harmonických analýz filtru jsou popsány hlavní parametry ovlivňující napěťový výstup filtru. Konkrétně se jedná o frekvenci a amplitudu budícího akustického tlaku, geometrii a topologii filtru a materiál použitý pro senzorickou část filtru.

Celkově jsou tedy představeny a popsány důležité parametry ovlivňující správnou funkci MEMS cochleárního piezoelektrického filtru tak, aby bylo možné na základě tohoto popisu navrhnout optimální podobu zařízení.

9. Použitá literatura

- [1] PROCHÁZKA, J. *Simulační modelování piezo-generátoru*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2011. str. 43. Vedoucí bakalářské práce Ing. Zdeněk Hadaš, Ph.D..
- [2] ANSI/IEEE 176: Standard on piezoelectricity (1987)
- [3] *MEMS/NEMS Handbook Techniques and Applications: MEDICAL APPLICATIONS AND MOEMS*. Springer, 2006, 556 s. ISBN 0-387-24520-0.
- [4] WILSON, Blake S. Cochlear implants: Current designs and future possibilities. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 2008-12-01, vol. 45, issue 5, s. 695-730 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1682/JRRD.2007.10.0173. Dostupné z: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/08/45/5/pdf/wilson.pdf>
- [5] LOIZOU, P.C. Mimicking the human ear: Current designs and future possibilities. *IEEE Signal Processing Magazine* [online]. 2008-12-01, vol. 15, issue 5, s. 101-130 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1109/79.708543. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=708543>
- [6] CHEN, Fangyi, Howard I. COHEN, Thomas G. BIFANO, Jason CASTLE, Jeffrey FORTIN, Christopher KAPUSTA, David C. MOUNTAIN, Aleks ZOSULS a Allyn E. HUBBARD. A hydromechanical biomimetic cochlea: Experiments and models. *The Journal of the Acoustical Society of America* [online]. 2006, vol. 119, issue 1, s. 394- [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1121/1.2141296. Dostupné z: <http://scitation.aip.org/content/asa/journal/jasa/119/1/10.1121/1.2141296>
- [7] TANAKA, K., M. ABE, S. ANDO, Jason CASTLE, Jeffrey FORTIN, Christopher KAPUSTA, David C. MOUNTAIN, Aleks ZOSULS a Allyn E. HUBBARD. A novel mechanical cochlea "Fishbone" with dual sensor/actuator characteristics: Experiments and models. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* [online]. 2006, vol. 3, issue 2, s. 98-105 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1109/3516.686677. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=686677>
- [8] WITTBRODT, Michael J., Charles R. STEELE, Sunil PURIA, Jason CASTLE, Jeffrey FORTIN, Christopher KAPUSTA, David C. MOUNTAIN, Aleks ZOSULS a Allyn E. HUBBARD. Developing a Physical Model of the Human Cochlea Using Microfabrication Methods: Experiments and models. *Audiology and Neurotology* [online]. 2006, vol. 11, issue 2, s. 104-112 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1159/000090683. Dostupné z: <http://www.karger.com/doi/10.1159/000090683>
- [9] WHITE, R. D., K. GROSH, Sunil PURIA, Jason CASTLE, Jeffrey FORTIN, Christopher KAPUSTA, David C. MOUNTAIN, Aleks ZOSULS a Allyn E. HUBBARD. Microengineered hydromechanical cochlear model: Experiments and models. *Proceedings of the National Academy of Sciences* [online]. 2005-02-01, vol. 102, issue 5, s. 1296-1301 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1073/pnas.0407446102. Dostupné z: <http://www.pnas.org/cgi/doi/10.1073/pnas.0407446102>

[10] WHITE, Robert David. *BIOMIMETIC TRAPPED FLUID MICROSYSTEMS FOR ACOUSTIC SENSING*. Michigan, 2005. Disertační práce. Th University of Michigan. Vedoucí práce prof. Karl Gosh.

[11] Cochlear Implants. *Kids Health* [online]. [cit. 2014-05-18]. Dostupné z: <http://kidshealth.org/parent/general/eyes/cochlear.html#>

[12] HUR, Shin, Jun-Hyuk KWAK, Youngdo JUNG, Young Hwa LEE, Jeffrey FORTIN, Christopher KAPUSTA, David C. MOUNTAIN, Aleks ZOSULS a Allyn E. HUBBARD. Biomimetic acoustic sensor based on piezoelectric cantilever array: Experiments and models. *IEICE Electronics Express* [online]. 2012, vol. 9, issue 11, s. 945-950 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1587/elex.9.945. Dostupné z: <http://japanlinkcenter.org/DN/JST.JSTAGE/elex/9.945?lang=en>

[13] KNISELY, Katherine, Karl GROSH, David J. SLY, Stephen J. O'LEARY, Hongsoo CHOI, Christopher KAPUSTA, David C. MOUNTAIN, Aleks ZOSULS a Allyn E. HUBBARD. A MEMS AIN transducer array for use as a cochlear implant: Experiments and models. *2013 Joint IEEE International Symposium on Applications of Ferroelectric and Workshop on Piezoresponse Force Microscopy (ISAF/PFM)* [online]. IEEE, 2013, vol. 203, issue 9, s. 240-243 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1109/ISAF.2013.6748676. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6748676>

[14] SANGWON KIM, Shin, Hongsoo CHOI, Youngdo JUNG, Young Hwa LEE, Jeffrey FORTIN, Christopher KAPUSTA, David C. MOUNTAIN, Aleks ZOSULS a Allyn E. HUBBARD. Experimental study of a biomimetic artificial basilar membrane fabricated using piezoelectric micromachined beams: Experiments and models. *2011 IEEE International Ultrasonics Symposium* [online]. IEEE, 2011, vol. 9, issue 11, s. 208-211 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1109/ULTSYM.2011.0052. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6293491>

[15] KIM, Sangwon, Won Joon SONG, Jongmoon JANG, Jeong Hun JANG, Hongsoo CHOI, Christopher KAPUSTA, David C. MOUNTAIN, Aleks ZOSULS a Allyn E. HUBBARD. Mechanical frequency selectivity of an artificial basilar membrane using a beam array with narrow supports: Experiments and models. *Journal of Micromechanics and Microengineering* [online]. IEEE, 2013-09-01, vol. 23, issue 9, s. 095018- [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1088/0960-1317/23/9/095018. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0960-1317/23/i=9/a=095018?key=crossref.d33304539a3a9775e40ae0e4ca946bd4>

[16] JANG, Jongmoon, Sangwon KIM, David J. SLY, Stephen J. O'LEARY, Hongsoo CHOI, Christopher KAPUSTA, David C. MOUNTAIN, Aleks ZOSULS a Allyn E. HUBBARD. MEMS piezoelectric artificial basilar membrane with passive frequency selectivity for short pulse width signal modulation: Experiments and models. *Sensors and Actuators A: Physical* [online]. IEEE, 2013, vol. 203, issue 9, s. 6-10 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1016/j.sna.2013.08.017. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0924424713004019>

- [17] SHIH-HSORNG SHEN, Katherine, Karl SHUENN-TSONG YOUNG, David J. WEILEUN FANG, Stephen J. O'LEARY, Hongsoo CHOI, Christopher KAPUSTA, David C. MOUNTAIN, Aleks ZOSULS a Allyn E. HUBBARD. Design and fabrication of a MEMS filter bank for hearing aids applications: Experiments and models. *2nd Annual International IEEE-EMBS Special Topic Conference on Microtechnologies in Medicine and Biology. Proceedings (Cat. No.02EX578)* [online]. IEEE, 2002, vol. 203, issue 9, s. 352-355 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1109/MMB.2002.1002345. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1002345>
- [18] XU, Tao, Mark BACHMAN, Fan-Gang ZENG, Guann-Pyng LI, Hongsoo CHOI, Christopher KAPUSTA, David C. MOUNTAIN, Aleks ZOSULS a Allyn E. HUBBARD. Polymeric micro-cantilever array for auditory front-end processing: Experiments and models. *Sensors and Actuators A: Physical* [online]. IEEE, 2004, vol. 114, 2-3, s. 176-182 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1016/j.sna.2003.11.035. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0924424703007088>
- [19] Henderson I.: *Piezoelectric Ceramics: Principles and Applications*, APC Int., USA
- [20] BACHMAN, Mark, Fan-Gang ZENG, Tao XU, G.-P. LI, Hongsoo CHOI, Christopher KAPUSTA, David C. MOUNTAIN, Aleks ZOSULS a Allyn E. HUBBARD. Micromechanical Resonator Array for an Implantable Bionic Ear: Experiments and models. *Audiology and Neurotology* [online]. IEEE, 2006, vol. 11, issue 2, s. 95-103 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1159/000090682. Dostupné z: <http://www.karger.com/doi/10.1159/000090682>
- [21] SHINTAKU, Hirofumi, Takatoshi INAOKA, Takayuki NAKAGAWA, Satoyuki KAWANO, Juichi ITO, Christopher KAPUSTA, David C. MOUNTAIN, Aleks ZOSULS a Allyn E. HUBBARD. Electrically Evoked Auditory Brainstem Response by Using Bionic Auditory Membrane in Guinea Pigs: Experiments and models. *Journal of Biomechanical Science and Engineering* [online]. IEEE, 2013, vol. 8, issue 3, s. 198-208 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1299/jbse.8.198. Dostupné z: <http://jlc.jst.go.jp/DN/JST.JSTAGE/jbse/8.198?lang=en>
- [22] SHINTAKU, Hirofumi, Takayuki NAKAGAWA, Dai KITAGAWA, Harto TANUJAYA, Satoyuki KAWANO, Juichi ITO, David C. MOUNTAIN, Aleks ZOSULS a Allyn E. HUBBARD. Development of piezoelectric acoustic sensor with frequency selectivity for artificial cochlea: Experiments and models. *Sensors and Actuators A: Physical* [online]. IEEE, 2010, vol. 158, issue 2, s. 183-192 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1016/j.sna.2009.12.021. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0924424709005470>
- [23] LITTRELL, Robert, Karl GROSH, T. NAKAGAWA, S. KAWANO, H. OGITA, T. SAKAMOTO, S. HAMANISHI, H. WADA a J. ITO. Modeling and Characterization of Cantilever-Based MEMS Piezoelectric Sensors and Actuators: Experiments and models. *Journal of Microelectromechanical Systems* [online]. IEEE, 2012, vol. 21, issue 2, s. 406-413 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1109/JMEMS.2011.2174419. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6132393>

- [24] INAOKA, T., H. SHINTAKU, T. NAKAGAWA, S. KAWANO, H. OGITA, T. SAKAMOTO, S. HAMANISHI, H. WADA a J. ITO. Piezoelectric materials mimic the function of the cochlear sensory epithelium: Experiments and models. *Proceedings of the National Academy of Sciences* [online]. IEEE, 2011-11-08, vol. 108, issue 45, s. 18390-18395 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1073/pnas.1110036108. Dostupné z: <http://www.pnas.org/cgi/doi/10.1073/pnas.1110036108>
- [25] KOU, Liang-zhi, Wan-lin GUO a Chun LI. Piezoelectricity of ZnO and its nanostructures. *2008 Symposium on Piezoelectricity, Acoustic Waves, and Device Applications* [online]. IEEE, 2008, s. 354-359 [cit. 2014-05-18]. DOI: 10.1109/SPAWDA.2008.4775808. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4775808>
- [26] LI, Chun, Wanlin GUO, Yong KONG a Huajian GAO. Size-dependent piezoelectricity in zinc oxide nanofilms from first-principles calculations: History and Technology. *Applied Physics Letters* [online]. IEEE, 2007, vol. 90, issue 3, s. 033108- [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1063/1.2430686. Dostupné z: <http://scitation.aip.org/content/aip/journal/apl/90/3/10.1063/1.2430686>
- [27] TONISCH, K., V. CIMALLA, Ch. FOERSTER, H. ROMANUS, O. AMBACHER a D. DONTSOV. Piezoelectric properties of polycrystalline AlN thin films for MEMS application. *Sensors and Actuators A: Physical* [online]. IEEE, 2006, vol. 132, issue 2, s. 658-663 [cit. 2014-04-20]. DOI: 10.1016/j.sna.2006.03.001. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0924424706001956>
- [28] DAMMAK, H., M. GUENNOU, C. KETCHAZO, M. Pham THI, F. BROCHIN, T. DELAUNAY, P. GAUCHER, E. LE CLEZIO a G. FEUILLARD. Sample Thickness Dependence of Electromechanical Properties of PZN-PT and PMN-PT Single Crystals. *2006 IEEE International Symposium on the Applications of Ferroelectrics* [online]. IEEE, 2006, s. 249-252 [cit. 2014-05-18]. DOI: 10.1109/ISAF.2006.4387878. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4387878>
- [29] HAERTLING, Gene H., Mark S. RZCHOWSKI a Vladimir A. AKSYUK. Ferroelectric Ceramics: History and Technology. *Journal of the American Ceramic Society* [online]. IEEE, 1999, vol. 82, issue 4, s. 797-818 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1111/j.1151-2916.1999.tb01840.x. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1151-2916.1999.tb01840.x>
- [30] BAEK, Seung-Hyub, Mark S. RZCHOWSKI a Vladimir A. AKSYUK. Giant piezoelectricity in PMN-PT thin films: Beyond PZT. *MRS Bulletin* [online]. IEEE, 2012, vol. 37, issue 11, s. 1022-1029 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1557/mrs.2012.266. Dostupné z: http://www.journals.cambridge.org/abstract_S0883769412002667
- [31] FOSTER, F.S., K.A. HARASIEWICZ, M.D. SHERAR, M. Pham THI, F. BROCHIN, T. DELAUNAY, P. GAUCHER, E. LE CLEZIO a G. FEUILLARD. A history of medical and biological imaging with polyvinylidene fluoride (PVDF) transducers. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* [online]. IEEE, 2000, vol. 47, issue 6, s. 1363-1371 [cit. 2014-05-18]. DOI:

10.1109/58.883525.

Dostupné

z:

<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=883525>

[32] FUKADA, E., Mark S. RZCHOWSKI a Vladimir A. AKSYUK. History and recent progress in piezoelectric polymers: History and Technology. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* [online]. IEEE, 2000, vol. 47, issue 6, s. 1277-1290 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1109/58.883516. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=883516>

[33] SHUR, M.S., K.A. HARASIEWICZ, M.D. SHERAR, M. Pham THI, F. BROCHIN, T. DELAUNAY, P. GAUCHER, E. LE CLEZIO a G. FEUILLARD. Gan-based devices. *Conference on Electron Devices, 2005 Spanish* [online]. IEEE, 2005, vol. 47, issue 6, s. 15-18 [cit. 2014-05-18]. DOI: 10.1109/SCED.2005.1504293. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1504293>

[34] MORKOÇ, Hadis. *Nitride semiconductors and devices*. Berlin: Springer, 1999, xxiv, 488 s. ISBN 9783642636479

[35] BOESHORE, Seth E. *Aluminium Nitride Thin Films on Titanium: Piezoelectric Transduction on Metal Substrate*. 2006. Disertační práce. University of California. Vedoucí práce Prof. Noel C. MacDonald.

[36] MURALT, P., N. LEDERMANN, J. PABOROWSKI, A. BARZEGAR, S. GENTIL, B. BELGACEM, S. PETITGRAND, A. BOSSEBOEUF a N. SETTER. Piezoelectric micromachined ultrasonic transducers based on PZT thin films. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* [online]. IEEE, 2005, vol. 52, issue 12, s. 2276-2288 [cit. 2014-04-20]. DOI: 10.1109/TUFFC.2005.1563270. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1563270>

[37] MAHMOUD AL AHMAD a R. PLANA. Piezoelectric Coefficients of Thin Film Aluminum Nitride Characterizations Using Capacitance Measurements. *IEEE Microwave and Wireless Components Letters* [online]. 2009, vol. 19, issue 3, s. 140-142 [cit. 2014-04-20]. DOI: 10.1109/LMWC.2009.2013682. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4796220>

[38] DANIELS, Alice, Meiling ZHU, Ashutosh TIWARI, Kunitomo KIKUCHI a Shigeki TSUCHITANI. Evaluation of piezoelectric material properties for a higher power output from energy harvesters with insight into material selection using a coupled piezoelectric-circuit-finite element method: History and Technology. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* [online]. IEEE, 2013, vol. 60, issue 12, s. 2626-2633 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1109/TUFFC.2013.2861. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6666083>

[39] DOLL, J.C., B.C. PETZOLD, B. NINAN, R. MULLAPUDI a B.L. PRUITT. A high d33 CMOS compatible process for aluminum nitride on titanium. *TRANSDUCERS 2009 - 2009 International Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference* [online]. IEEE, 2009, vol. 19, issue 3, s. 1896-1899 [cit. 2014-04-20]. DOI:

- 10.1109/SENSOR.2009.5285688. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5285688>
- [40] ISARAKORN, D, A SAMBRI, P JANPHUANG, D BRIAND, S GARIGLIO, J-M TRISCONI, F GUY, J W REINER, C H AHN a N F DE ROOIJ. Epitaxial piezoelectric MEMS on silicon. *Journal of Micromechanics and Microengineering* [online]. IEEE, 2010-05-01, vol. 20, issue 5, s. 055008- [cit. 2014-04-20]. DOI: 10.1088/0960-1317/20/5/055008. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0960-1317/20/i=5/a=055008?key=crossref.ad3958d205bcd418b329a91746364d84>
- [41] WASA, Kiyotaka, Tomoaki MATSUSHIMA, Hideaki ADACHI, Isaku KANNO a Hidetoshi KOTERA. Thin-Film Piezoelectric Materials For a Better Energy Harvesting MEMS: History and Technology. *Journal of Microelectromechanical Systems* [online]. IEEE, 2012, vol. 21, issue 2, s. 451-457 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1109/JMEMS.2011.2181156. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6142000>
- [42] TROLIER-MCKINSTRY, S. a P. MURALT. Thin Film Piezoelectrics for MEMS. *Journal of Electroceramics* [online]. 2004, vol. 12, 1/2, s. 7-17 [cit. 2014-05-18]. DOI: 10.1023/B:JECR.0000033998.72845.51. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1023/B:JECR.0000033998.72845.51>
- [43] ZIPPARO, M.J. a C.G. OAKLEY. Finite element modeling of PZN-PT and PMN-PT single crystal materials. *2001 IEEE Ultrasonics Symposium. Proceedings. An International Symposium (Cat. No.01CH37263)* [online]. IEEE, 2001, s. 1017-1022 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1109/ULTSYM.2001.991892. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=991892>
- [44] GUY, I. L., S. MUENSIT a E. M. GOLDYS. Extensional piezoelectric coefficients of gallium nitride and aluminum nitride. *Applied Physics Letters* [online]. 1999, vol. 75, issue 26, s. 4133- [cit. 2014-04-21]. DOI: 10.1063/1.125560. Dostupné z: <http://scitation.aip.org/content/aip/journal/apl/75/26/10.1063/1.125560>
- [45] SOLUCH, W., E. BRZOZOWSKI, M. LYSAKOWSKA a J. SADURA. Determination of mass density, dielectric, elastic, and piezoelectric constants of bulk GaN crystal: History and Technology. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* [online]. IEEE, 2011, vol. 58, issue 11, s. 2469-2474 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1109/TUFFC.2011.2103. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6071064>
- [46] ROMANOV, A. E., T. J. BAKER, S. NAKAMURA, J. S. SPECK, B. ERATO/JST UCSB GROUP a D. DONTSOV. Strain-induced polarization in wurtzite III-nitride semipolar layers. *Journal of Applied Physics* [online]. IEEE, 2006, vol. 100, issue 2, s. 023522- [cit. 2014-04-20]. DOI: 10.1063/1.2218385. Dostupné z: <http://scitation.aip.org/content/aip/journal/jap/100/2/10.1063/1.2218385>
- [47] BERNARDINI, Fabio, Vincenzo FIORENTINI, David VANDERBILT, D BRIAND, S GARIGLIO, J-M TRISCONI, F GUY, J W REINER, C H AHN a N F DE ROOIJ. Spontaneous polarization and piezoelectric constants of III-V nitrides. *Physical*

Review B [online]. IEEE, 1997, vol. 56, issue 16, R10024-R10027 [cit. 2014-04-20]. DOI: 10.1103/PhysRevB.56.R10024. Dostupné z: <http://link.aps.org/doi/10.1103/PhysRevB.56.R10024>

[48] PIPREK, Ed. by Joachim. *Nitride semiconductor devices: principles and simulation*. Weinheim: WILEY-VCH, 2007. ISBN 978-352-7406-678.

[49] BOESHORE, S.E., E.R. PARKER, V. LUGHI, N.C. MACDONALD, B. MARKUS a D. DONTSOV. Aluminum nitride thin films on titanium for piezoelectric microelectromechanical systems. *IEEE Ultrasonics Symposium, 2005* [online]. IEEE, 2005, vol. 132, issue 2, s. 1641-1643 [cit. 2014-04-20]. DOI: 10.1109/ULTSYM.2005.1603177. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1603177>

[50] DUBOIS, Marc-Alexandre, Paul MURALT, V. LUGHI, N.C. MACDONALD, B. MARKUS a D. DONTSOV. Properties of aluminum nitride thin films for piezoelectric transducers and microwave filter applications. *Applied Physics Letters* [online]. IEEE, 1999, vol. 74, issue 20, s. 3032- [cit. 2014-04-20]. DOI: 10.1063/1.124055. Dostupné z: <http://scitation.aip.org/content/aip/journal/apl/74/20/10.1063/1.124055>

[51] HAN, Hiro, Yuusaku NAKAGAWA, Yasuyuki TAKAI, Kunitomo KIKUCHI a Shigeki TSUCHITANI. PVDF film micro fabrication for the robotics skin sensor having flexibility and high sensitivity: History and Technology. *2011 Fifth International Conference on Sensing Technology* [online]. IEEE, 2011, vol. 21, issue 2, s. 603-606 [cit. 2014-04-22]. DOI: 10.1109/ICSensT.2011.6137052. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6137052>

[52] SESSLER, G.M. a A. BERRAISOUL. Tensile and bending piezoelectricity of single-film PVDF monomorphs and bimorphs: fejetyony, které vycházely od roku 1997 na internetu na adrese <http://svet.namodro.cz>. *IEEE Transactions on Electrical Insulation* [online]. 2004, vol. 24, issue 2, s. 249-254 [cit. 2014-05-18]. DOI: 10.1109/14.90283. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=90283>

[53] PIEZOTECH S.A.S. *PIEZOELECTRIC FILMS: TECHNICAL INFORMATION*. 2010. Dostupné z: www.piezotech.fr

[54] SAS IP, Inc.: Ansys Help. 2010.

[55] YAO, Lin-Quan a Li LU. Simplified Model and Numerical Analysis of Multi-layered Piezoelectric Diaphragm. *Advanced Materials for Micro- and Nano- Systems (AMMNS)*. 2003.

[56] VAN SCHAİK, B.G.R. Deformation in thin SiN membranes due to residual stresses. 2005.

[57] LIN, Meng-Ju, Chung-Li HWAN, Chih-Ching LO a Jung-Nan LIAO. Deformation induced by residual stress during deposition process of lateral motion micro electrothermal actuators. *2007 Digest of papers Microprocesses and Nanotechnology*.

IEEE, 2007, s. 358-359. DOI: 10.1109/IMNC.2007.4456252. Dostupné z:
<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4456252>

Příloha

Na přiloženém CD jsou vybraná ANSYS makra použitá při simulačním modelování.